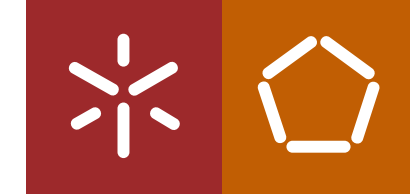


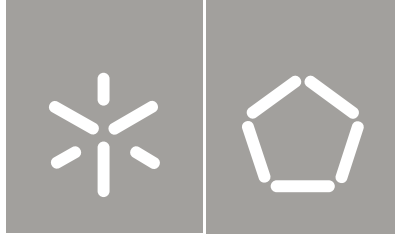


Projeto e Desenvolvimento de um Dispositivo de Apoio ao Diagnóstico de Lesões no Ombro

Raul Manuel Costa Santos

Universidade do Minho
Escola de Engenharia





Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Raul Manuel Costa Santos

Projeto e Desenvolvimento de um Dispositivo
de Apoio ao Diagnóstico de Lesões no Ombro

Tese de Mestrado
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao
Grau de Mestre em Engenharia Mecânica

Trabalho efetuado sob a orientação do
Professor Doutor João Paulo Flores
Professor Doutor Filipe Samuel Silva

outubro de 2013

Resumo

Sendo a saúde uma área cuja qualidade é um fator de enorme importância, cada vez mais se verifica uma crescente preocupação com o bem-estar geral da população, e consequentemente, com os avanços da tecnologia no ramo da medicina.

A evolução dos dispositivos médicos deve-se a descobertas no ramo da saúde que, aliadas às capacidades da Engenharia Mecânica, contribuem para uma melhoria da qualidade da medicina praticada.

As lesões relacionadas com o ombro são bastante comuns, no entanto, os métodos de diagnóstico tornam-se complicados para os médicos, pois para além de serem necessários dois tipos de exames, exame físico e exame imagiológico, a imprecisão dos resultados concluídos na identificação da doença constitui um factor de risco para os pacientes.

Neste sentido, o presente projeto visa desenvolver um dispositivo inovador, que alia os dois tipos de exames de diagnóstico, permitindo ao médico uma avaliação muito mais exata do problema do indivíduo. Isto torna o teste de diagnóstico num exame mais objetivo, tendencioso, com claras melhorias em termos de qualidade de respostas obtidas por parte do médico.

É ainda relevante dizer que este é o primeiro projeto desenvolvido, capaz de conjugar o diagnóstico feito pelo médico com a ressonância magnética, no que toca à avaliação das patologias do ombro.

Ao longo deste trabalho, será apresentado todo o estudo em termos de biomecânica que está por detrás do seu desenvolvimento. Será também descrito todo o processo evolutivo do dispositivo médico proposto em parceria com a empresa *Solidtech* e com a Clínica Espregueira Mendes.

Abstract

Because health is an area whose quality is a factor of huge importance, there is an increasingly growing concern for the general welfare of the population, and consequently for the technological advances in the field of medicine.

The evolution of medical devices is due to recent discoveries in the field of health, which combined with the capabilities of Mechanical Engineering, contribute to an improvement of the quality of medical practice.

Shoulder related injuries are often common. However the method of diagnosis is complicated for doctors not only because two kinds of exams, physical and imaging exam, are needed to identify the patient problem, but also because the imprecision of its results represents a risk factor for the patient.

In this sense, this project has developed an innovative device, which conjoins two types of diagnostic examinations, allowing the doctor to make a more precise evaluation of the patient's problem. This makes the diagnostic a more objective exam, and improves the quality of medical answers.

It is also relevant to mention that this is the first developed project regarding evaluation of shoulder pathologies capable of putting together the diagnostic test made by the doctor and the MRI test.

Throughout this paper, it will be presented a study of biomechanics which is behind its development. It will also be described the entire evolutionary process of this medical device which was proposed in partnership with Solidtech company and Espregueira Mendes Clinic.

Agradecimentos

Em primeiro lugar gostaria de agradecer ao meu orientador Professor Doutor Paulo Flores por toda a ajuda prestada ao longo deste trabalho, pela motivação, pelo conhecimento e pela amizade que sempre revelou.

Ao meu co-orientador Professor Doutor Filipe Samuel, por todos os ensinamentos e ajuda prestada durante este trabalho.

À Eng^a. Ana Leal e ao Filipe Oliveira, por me terem acompanhado e ajudado, bem como pela sua amizade.

À Clínica Espregueira Mendes, realçando o Professor Doutor Espregueira Mendes, o Doutor Nuno Cevivas e o Doutor Rogério Pereira.

À empresa *Solidtech*, em especial ao Eng. Lino Abreu e ao Álvaro.

Aos meus amigos pelo apoio demonstrado, principalmente nos momentos menos bons.

À Olga Duarte pelo apoio e confiança que me deu, e por se encontrar sempre presente durante este trabalho.

Por fim, uma palavra de profundo agradecimento à minha família, que todo o apoio me deu e sempre acreditou em mim e sem a sua ajuda nada disto era possível. Obrigado por tudo.

Índice

| | |
|-------------------------------------------------|-----|
| Resumo..... | i |
| Abstract..... | ii |
| Agradecimentos..... | iii |
| Lista de Figuras e Tabelas | vi |
| Lista de Figuras | vi |
| Lista de Tabelas..... | ix |
| Nomenclatura..... | x |
| Siglas | x |
| 1. Introdução | 1 |
| 1.1. Motivação e pertinência do tema | 1 |
| 1.2. Estado da arte..... | 2 |
| 1.3. Objetivos e estrutura da dissertação | 3 |
| 1.4. Contribuições deste trabalho | 5 |
| 2. Anatomia | 6 |
| 2.1. Ossos..... | 8 |
| 2.1.1. Clavícula | 9 |
| 2.1.2. Omoplata | 9 |
| 2.1.3. Úmero..... | 10 |
| 2.2. Articulações e ligamentos | 10 |
| 2.2.1. Articulação Glenoumeral..... | 11 |
| 2.2.2. Articulação Acromioclavicular..... | 12 |
| 2.2.3. Articulação Esternoclavicular..... | 12 |
| 2.3. Músculos | 12 |
| 2.3.1. Grupo anterior | 13 |
| 2.3.2. Grupo interno | 14 |
| 2.3.3. Grupo posterior | 15 |
| 2.3.4. Grupo externo..... | 17 |
| 3. Biomecânica..... | 20 |
| 3.1. Articulação glenoumeral | 20 |
| 3.2. Articulação esternoclavicular..... | 22 |

| | | |
|--------|-----------------------------------------------------------------|----|
| 3.3. | Articulação acromioclavicular..... | 23 |
| 3.4. | Cintura escapular | 23 |
| 3.5. | Ligamentos | 24 |
| 4. | Patologias, Diagnóstico e Imagiologia | 25 |
| 4.1. | Patologias | 25 |
| 4.2. | Diagnóstico | 29 |
| 4.2.1. | Testes de diagnóstico | 30 |
| 4.3. | Imagiologia | 31 |
| 5. | Projeto do dispositivo | 33 |
| 5.1. | Descrição do problema..... | 33 |
| 5.2. | Identificação dos requisitos/especificações..... | 33 |
| 5.3. | Soluções desenvolvidas | 34 |
| 5.4. | Esquema de montagem | 43 |
| 5.5. | Sistemas de transmissão de movimento | 46 |
| 6. | Técnica de fabrico..... | 52 |
| 6.1. | Técnica de fabrico usada..... | 53 |
| 6.2. | Orçamento/custos | 54 |
| 6.3. | Validação da solução..... | 60 |
| 6.3.1. | Validação do conceito | 60 |
| 6.3.2. | Validação final do protótipo..... | 61 |
| 6.3.3. | Validação em testes realizados a seres humanos | 61 |
| 7. | Conclusões e trabalhos futuros | 62 |
| | Referências | 64 |
| | Anexo A – Dados de antropometria | 68 |
| | Anexo B – Desenho técnico da RM <i>GE Signa HDxt 1.5T</i> | 74 |
| | Anexo C – Características do material a usar | 75 |
| | Anexo D – Seleção da calha a utilizar..... | 77 |
| | Anexo E – Técnicas de prototipagem rápida..... | 78 |
| | Anexo F – Vantagens e desvantagens da SLA..... | 79 |

Lista de Figuras e Tabelas

Lista de Figuras

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1.1 - a) Imagem do dispositivo PKTD [2]; b) PKTD a realizar um exame a um doente em conjunto com a RM [3]. | 3 |
| Figura 2.1 - Vista anatómica do ombro {adaptado de [4]}. | 6 |
| Figura 2.2 - a) Ilustração da posição anatómica; b) plano sagital; c) plano frontal; d) plano transversal {adaptado de [5]}. | 7 |
| Figura 2.3 - Valores de antropometria {adaptado de [7]}. | 8 |
| Figura 2.4 - Estrutura óssea do ombro {adaptado de [8]}. | 8 |
| Figura 2.5 - Clavícula [9]. | 9 |
| Figura 2.6 - Omoplata {adaptado de [10]}. | 9 |
| Figura 2.7 - a) Vista frontal do úmero [11]; b) Vista da cavidade glenóide [12]. | 10 |
| Figura 2.8 - Articulações que constituem a cintura escapular {adaptado de [13]}. | 11 |
| Figura 2.9 - Secção em corte da articulação glenoumeral {adaptado de [13]}. | 11 |
| Figura 2.10 - Articulação acromioclavicular {adaptado de [14]}. | 12 |
| Figura 2.11 - Articulação esternoclavicular {adaptado de [15]}. | 12 |
| Figura 2.12 - Subclávio {adaptado de [17]}. | 13 |
| Figura 2.13 - Pequeno peitoral {adaptado de [18]}. | 13 |
| Figura 2.14 - Grande peitoral {adaptado de [18]}. | 14 |
| Figura 2.15 - Grande dentado [19]. | 14 |
| Figura 2.16 - Supra-espinhoso [19]. | 15 |
| Figura 2.17 - Infra-espinhoso [19]. | 15 |
| Figura 2.18 - Subescapular [19]. | 16 |
| Figura 2.19 - Pequeno redondo [19]. | 16 |
| Figura 2.20 - Grande redondo [19]. | 16 |
| Figura 2.21 - Grande dorsal [18]. | 17 |
| Figura 2.22 - Deltóide {adaptado de [18]}. | 17 |
| Figura 2.23 - Trapézio [18]. | 18 |
| Figura 2.24 - Angular da omoplata [19]. | 18 |
| Figura 2.25 - Dinâmica dos músculos que pertencem à coifa dos rotadores {adaptado de [8]}. | 19 |
| Figura 3.1 - Movimento de abdução/adução {adaptado de [8]}. | 20 |
| Figura 3.2 - Movimento de flexão/extensão {adaptado de [8]}. | 21 |
| Figura 3.3 - Movimento de rotação interna/externa {adaptado [8]}. | 21 |
| Figura 3.4 - Movimento de elevação/depressão {adaptado de [21]}. | 22 |
| Figura 3.5 - Movimento de protração/retracção {adaptado de [21]}. | 22 |
| Figura 3.6 - Movimento de rotação {adaptado de [21]}. | 22 |
| Figura 3.7 - Movimento de elevação/depressão {adaptado de [21]}. | 23 |
| Figura 3.8 - Movimento de protração/retração {adaptado de [21]}. | 23 |
| Figura 3.9 - Movimento de rotação inferior/superior {adaptado de [21]}. | 24 |

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 4.1 - Instabilidade da articulação glenoumeral [24]. | 26 |
| Figura 4.2 - Exemplo de um exame à articulação glenoumeral realizado numa RM [36]. | 31 |
| Figura 4.3 - Exemplo de um exame à articulação glenoumeral realizado numa TAC [38]. | 32 |
| Figura 4.4 - Desenho técnico da RM [39]. | 32 |
| Figura 5.1 - Solução A; a) Movimento de translação da parte que imobiliza o ombro; b) Movimento de translação da parte onde o braço do paciente apoia; c) Movimento de translação que os êmbolos efetuam. | 35 |
| Figura 5.2 - Componente que serve para efetuar os movimentos de elevação e de recuo do úmero representado ao pormenor. | 36 |
| Figura 5.3 – Vista geral da Solução B. | 36 |
| Figura 5.4 - Solução B sem os 4 êmbolos que foram substituídos por uma calha (parte amarela). | 37 |
| Figura 5.5 - Solução C. | 38 |
| Figura 5.6 - Sistema que efetuará o movimento de rotação interna e externa ao braço do paciente. | 38 |
| Figura 5.7 - Perspetiva de pormenor da Solução C. | 39 |
| Figura 5.8 - Solução D. | 40 |
| Figura 5.9 - Solução E. | 40 |
| Figura 5.10 - Solução E diferente perspectiva. | 41 |
| Figura 5.11 - Solução final. | 42 |
| Figura 5.12 - Mecanismo inserido na RM. | 42 |
| Figura 5.13 - Encaixe ao pormenor com suporte da calha montado. | 43 |
| Figura 5.14 – Pormenor do encaixe sem o suporte da calha montado. | 43 |
| Figura 5.15 – Pormenor do encaixe entre a base e a parte que imobiliza o ombro. | 44 |
| Figura 5.16 – Pormenor do encaixe entre a base e a parte onde estão acoplados os êmbolos que realizam os movimentos de translação na articulação glenoumeral. | 44 |
| Figura 5.17 – Pormenor do encaixe das duas peças que pertencem à parte imobilizadora do ombro. | 45 |
| Figura 5.18 – Pormenor do encaixe entre a parte onde o paciente apoia o braço e a parte que possui os êmbolos para proporcionar o movimento de rotação do úmero. | 45 |
| Figura 5.19 – Pormenor da ligação entre a roda dentada e o apoio para a mão onde se encontra o pino. | 46 |
| Figura 5.20 – Pormenor do encaixe do tipo de ligação entre a roda dentada e o apoio para a mão onde se encontra o pino. | 46 |
| Figura 5.21 - Características geométricas dos cilindros usados. | 47 |
| Figura 5.22 - a) Movimento de translação efetuado pela cremalheira que provoca um movimento de rotação na roda dentada [40]; b) Engrenagem pinhão-cremalheira utilizada. | 48 |
| Figura 5.23 - Características geométricas da roda dentada utilizada. | 48 |
| Figura 5.24 - Roda dentada obtida com um módulo de 2,5 mm. | 50 |
| Figura 5.25 - Aspeto da calha utilizada. | 51 |
| Figura 6.1 - a) Modelo em CAD; b) Modelo em formato STL; c) Modelo seccionado em camadas; d) Adição de sucessivas camadas [42]. | 53 |

| | |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 6.2 - Esquema do processo de SLA {adaptado de [41]}..... | 54 |
| Figura 6.3 - Gráfico que relaciona os custos de produção por protótipo com o volume de produção entre a SLA e o molde de injeção {adaptado de [47]}..... | 55 |
| Figura 6.4 - Valores de massa e de volume do dispositivo retirados do <i>SolidWorks</i> | 58 |
| Figura 6.5 - Colchão selecionado para compra [50]..... | 59 |

Lista de Tabelas

| | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1 - Valores de antropometria {adaptado de [7]}..... | 8 |
| Tabela 2 - Características mecânicas do material a usar..... | 34 |
| Tabela 3 - Módulos normalizados existentes [40]..... | 49 |
| Tabela 4 - Dimensões utilizadas para o desenho da calha selecionada..... | 51 |
| Tabela 5 - Tabela fornecida pelo <i>website</i> da empresa 3D <i>Systems</i> com o preço de fabrico do dispositivo. | 57 |
| Tabela 6 - Tabela fornecida pelo <i>website</i> da empresa 3D <i>Systems</i> com o preço de fabrico da base dividida em duas partes. | 57 |

Nomenclatura

Siglas

| | |
|--------|---------------------------------------|
| CAD | <i>Computer Aided Design</i> |
| CAO | Complexo Articular do Ombro |
| FDM | <i>Fused Deposition Modeling</i> |
| GE | <i>General Electrics</i> |
| LENS | <i>Laser Engineered Net Shaping</i> |
| LOM | <i>Laminated Object Manufacturing</i> |
| MRI | <i>Magnetic Resonance Imaging</i> |
| PKTD | <i>Porto Knee Testing Device</i> |
| PR | Prototipagem Rápida |
| Raio-X | Radiografia |
| RM | Ressonância Magnética |
| SGC | <i>Solid Ground Curing</i> |
| SLA | <i>Stereolithography</i> |
| SLS | <i>Selective Laser Sintering</i> |
| STL | <i>Stereolithography File</i> |
| TAC | Tomografia Axial Computorizada |

1. Introdução

1.1. Motivação e pertinência do tema

A medicina, em termos gerais, é uma área cujas falhas dos profissionais podem ter consequências graves na saúde dos pacientes. Aos médicos é-lhes exigido rigor, tanto no diagnóstico como na escolha do tratamento, o que acrescenta uma elevada carga de responsabilidade a esta profissão, quando comparada com as outras. Erros por parte dos profissionais de saúde são susceptíveis de acontecerem, quer pela ambiguidade de sintomas que o paciente possa apresentar, quer pela condição humana do médico, cuja eficiência pode ser condicionada por factores como a falta de experiência, falta de concentração ou até mesmo por cansaço físico.

Cada vez mais se tem vindo a estudar novos métodos que tornem possível reduzir a margem de erro na medicina, sendo o recurso a dispositivos médicos que executem um trabalho rigoroso, uma das soluções mais frequentemente adotadas.

Os dispositivos médicos assumem uma posição preponderante no auxílio dos processos que o médico concretiza enquanto exerce a sua profissão. Estes podem ter funções que vão desde a execução do teste diagnóstico até a intervenções cirúrgicas de um elevado grau de complexidade. A medicina serve-se da engenharia, nomeadamente mecânica e biomédica, para o desenvolvimento de equipamentos deste tipo.

Como é do conhecimento geral, a engenharia mecânica é caracterizada por um vasto leque de áreas a que se pode associar. Este domínio encontra-se cada vez mais interligado com o quotidiano do ser-humano, quer na sua vida pessoal quer na sua vida profissional. De facto, na arquitetura, na indústria, nos serviços, na saúde, a engenharia mecânica tornou-se indispensável nos dias de hoje.

Na área da medicina, a engenharia mecânica, através do desenvolvimento de dispositivos médicos, proporciona vantagens como a rapidez na execução das tarefas, uma melhoria na qualidade da prevenção, diagnóstico ou tratamento de doenças e uma maior satisfação, quer por parte do doente, quer por parte do profissional de saúde.

As lesões na articulação do ombro são frequentes, no entanto, difíceis de diagnosticar. A complexidade desta articulação e a semelhança entre os sintomas das diversas patologias relativas a esta zona, exigem a realização de vários testes até que se tire uma conclusão definitiva e acertada acerca do problema. É com o objetivo de simplificar este tipo de diagnósticos e de melhorar a eficácia e rapidez de resposta do médico ao problema do paciente, que se surge a ideia para o projeto. Neste contexto, pretende-se tirar partido da relação entre a medicina e a mecânica para desenvolver um projeto inovador, partindo de um estudo do caso específico da articulação do ombro para a concretização de um dispositivo mecânico capaz de avaliar a sua instabilidade.

1.2. Estado da arte

É sabido que a mecânica e a medicina, embora campos de estudo científico distintos, se encontram intrinsecamente ligados, já que, desde cedo a área da saúde se serve da perícia da engenharia mecânica para um melhor desempenho no que toca a análises, exames de diagnóstico, reabilitação, investigação, etc. Para tal, cabe ao engenheiro mecânico, auxiliado por profissionais da saúde, o desenvolvimento de dispositivos médicos específicos para cada caso. Assim, consegue-se que o dispositivo seja eficaz, funcional e seguro.

Os dispositivos médicos representam um grande conjunto de produtos que vão desde o material cirúrgico, até aos dispositivos mais complexos, tal como *pacemakers*, equipamento de raio X, entre outros.

Com o desenvolvimento de novas técnicas, como, por exemplo, a execução de cirurgias menos invasivas, permitem encurtar radicalmente o tempo de tratamento e recuperação, e, consequentemente, reduzir os custos associados à hospitalização [1].

Já no caso das doenças cardiovasculares, os dispositivos médicos podem desempenhar um papel preponderante na sua deteção. Neste cenário, não assumem um papel ativo no que toca à melhoria da saúde do paciente, mas antes um papel passivo/preventivo, de forma a que o médico possa intervir atempadamente e com menos riscos para o doente.

O projeto de engenharia mecânica aqui apresentado prende-se com a área da ortopedia e propõe o desenvolvimento de um dispositivo de auxílio ao diagnóstico da instabilidade no ombro, de modo a aprimorar a precisão do médico na deteção do problema do paciente.

A escassez de dispositivos que tratem deste tipo de problemas faz deste projeto um trabalho inovador, desafiador e impulsionador de novos progressos na área da mecânica e medicina.

Considerando a escassa bibliografia e tendo em conta que não existem atualmente no mercado quaisquer dispositivos para esta finalidade, não foi possível apresentar uma breve análise, descrição ou listagem do que já existe relativamente a este tipo de dispositivos.

Tradicionalmente as lesões no ombro são identificadas pela observação do médico e posterior exame de ressonância magnética (RM), a qual tem também por objetivo ajudar na concretização do diagnóstico do médico ortopedista.

Este projeto do dispositivo de auxílio ao diagnóstico no ombro apoia-se no modelo desenvolvido pela empresa *Solidtech* denominado PKTD, Figura 1.1, que, tal como indica o nome, serve para avaliar o joelho e identificar as possíveis lesões do paciente. Partindo da ideia de que um diagnóstico deste tipo deveria ser feito recorrendo à avaliação anatómica e funcional numa mesma análise, criou-se um dispositivo capaz executar um exame numa RM e, simultaneamente, medir com exatidão a rotação anteroposterior e a instabilidade rotacional no joelho [2].

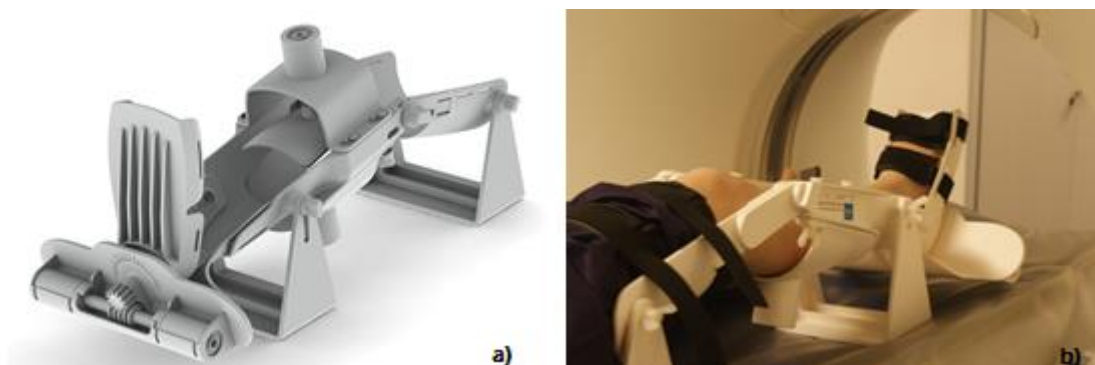


Figura 1.1 - a) Imagem do dispositivo PKTD [2]; b) PKTD a realizar um exame a um doente em conjunto com a RM [3].

1.3. Objetivos e estrutura da dissertação

O objetivo central deste trabalho é projetar um dispositivo médico capaz de efetuar o apoio ao diagnóstico de lesões no ombro. Este tipo de lesões é diagnosticado pelos médicos e fisioterapeutas, que, com introdução deste novo dispositivo, conseguirão identificar o problema de forma mais correta e precisa. O dispositivo a ser projectado irá ser utilizado em conjunto com

a ressonância magnética e com a tomografia axial computadorizada (TAC). Os objetivos específicos inerentes à realização deste projecto podem ser enunciados do seguinte modo:

- Efetuar uma pesquisa bibliográfica conducente à caracterização do estado da arte do domínio em que o presente trabalho se insere;
- Caracterizar a anatomia do ombro bem como os principais aspetos biomecânicos;
- Estudar as necessidades e especificações do projeto tendo em vista uma solução adequada;
- Conceber e desenvolver uma nova solução para o dispositivo médico;

A presente dissertação encontra-se estruturada em sete capítulos que se descrevem de seguida.

No primeiro capítulo apresenta-se o motivo por que se elaborou este projeto bem como a sua importância. São também referenciados alguns dispositivos médicos já existentes. O capítulo termina com a enunciação dos objetivos pretendidos neste trabalho e com a sua contribuição.

No capítulo 2 é efetuada uma descrição da anatomia da cintura escapular, passando por explicar conceitos como a estrutura óssea, articulações, ligamentos e estrutura muscular.

No capítulo 3 é efetuada uma análise à biomecânica do ombro dando um ênfase maior às articulações e aos ligamentos que existem na cintura escapular.

No capítulo 4 apresenta-se as patologias que afetam o complexo articular do ombro, o seu diagnóstico e tratamento, sendo também realizada uma breve referência à imagiologia.

No capítulo 5 descreve-se o equipamento desenvolvido, sendo que inicialmente se faz referência ao problema existente, seguindo-se a identificação dos requisitos e especificações do projeto. São também apresentadas neste capítulo soluções para o problema e a otimização e desenvolvimento para a melhor solução apresentada.

No capítulo 6 é abordado as possíveis técnicas de fabrico para construir um protótipo funcional, tendo um ênfase maior na estereolitografia que é a técnica escolhida. São também calculados os custos deste projeto e no fim é realizada uma validação do mesmo.

Em jeito de resumo, no capítulo 7, são apresentadas as conclusões deste projeto bem como algumas sugestões para desenvolvimentos futuros.

1.4. Contribuições deste trabalho

O projeto parte da intenção de estudar um método inovador de auxílio à execução do diagnóstico de lesões no ombro, abrindo portas à criatividade aplicada à Engenharia Mecânica, em prol do desenvolvimento da medicina ortopédica. Como referido anteriormente, para diagnosticar qualquer tipo de patologia no ombro, era necessária a observação do médico e posterior exame de ressonância magnética.

Uma vez posto em prática, o dispositivo desenvolvido permitirá ao médico ortopedista realizar os dois exames de diagnóstico, físico e imagiológico, simultaneamente, o que confere uma maior exatidão da opinião do médico na identificação da patologia. Trata-se do primeiro projeto de dispositivo deste tipo dedicado às patologias do ombro, representando, por isso, um progresso significativo, não só da engenharia mecânica, como também da medicina.

Este projecto vem então fortalecer os laços entre o campo da medicina e da mecânica, relembrando a importância da Engenharia Mecânica como uma ciência polivalente, capaz transformar e melhorar a qualidade da prática de várias ciências, como é o caso da saúde.

2. Anatomia

A articulação do ombro é uma das maiores e mais complexas do corpo humano, conseguindo alcançar amplitudes que nenhuma outra articulação é capaz de fazer, isto é uma amplitude de 180° na flexão e abdução. Este movimento gera uma alta instabilidade na articulação do ombro tornando-o propenso a subluxações e luxações. A principal função desta articulação é permitir uma significativa mobilidade e versatilidade dos membros superiores. O ombro é constituído pela omoplata e clavícula, os quais fazem a ligação do braço ao tronco humano. Apesar do úmero não fazer parte da cintura escapular (ombro), é também referenciado por serem dependentes um do outro.

A morfologia do membro superior possui uma clavícula extremamente desenvolvida, bem como uma articulação esférica (articulação glenoumeral) que tem como grande vantagem possibilitar a movimentação do úmero por todos os graus de liberdade.

Além de poder realizar movimentos livres em todas as direções, a cintura escapular é capaz de exercer forças em várias direções devido ao enorme número de músculos que se encontram nesta articulação. Isto obriga a uma elevada coordenação em todo o sistema muscular do ombro, Figura 2.1. A articulação existente no ombro é a única suspensa do corpo humano e a que apresenta maior mobilidade.

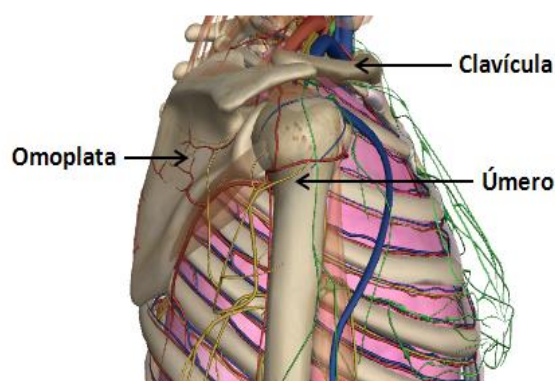


Figura 2.1 - Vista anatómica do ombro [adaptado de [4]].

Antes de definir os constituintes do ombro, desde os ossos até aos músculos, é necessário descrever a posição anatómica do corpo humano.

Geralmente utiliza-se a posição anatómica do corpo humano para facilitar a descrição e compreensão dos diversos órgãos, bem como a direção e a posição das diferentes partes que

constituem o corpo. Na posição anatômica o indivíduo encontra-se em posição vertical, de forma ereta e estática, com os calcanhares unidos e pés apontados para a frente e perpendiculares ao restante corpo. Nesta posição os membros superiores encontram-se estendidos e juntos ao tronco e com as palmas da mão voltadas para a frente, os olhos devem estar direcionados para o horizonte [5]. Esta posição é usada como referencia independentemente de o individuo estar deitado ou em pé. São definidos também os planos anatômicos que servem para ajudar na descrição anatômica, sendo identificados como se encontra na Figura 2.2 [5].

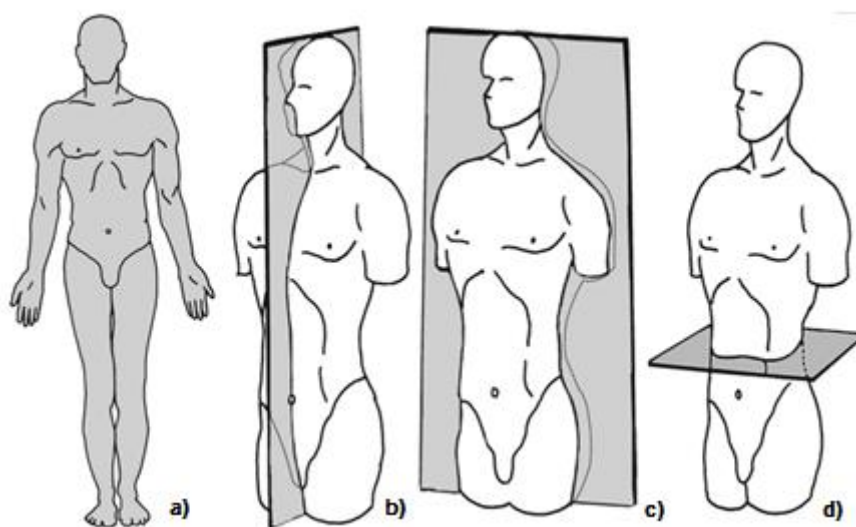


Figura 2.2 - a) Ilustração da posição anatômica; b) plano sagital; c) plano frontal; d) plano transversal [adaptado de [5]].

É ainda relevante abordar o tema da antropometria – o conjunto de técnicas para medir o corpo humano ou os seus constituintes, sendo definida como a ciência de medida do tamanho corporal [6]. Para a realização deste projeto as dimensões do corpo humano de maior importância são a largura do tronco (comprimento entre ombros) e o comprimento do braço, que correspondem as medidas correspondentes aos números 22 e 19, respetivamente, da Figura 2.3. Na Tabela 1 pode-se fazer uma breve análise da relação comum entre as distâncias entre os membros em milímetros. A largura máxima do tronco é de 504 mm e o comprimento máximo de braços é 933 mm. Os restantes valores de antropometria podem ser consultados no anexo A.

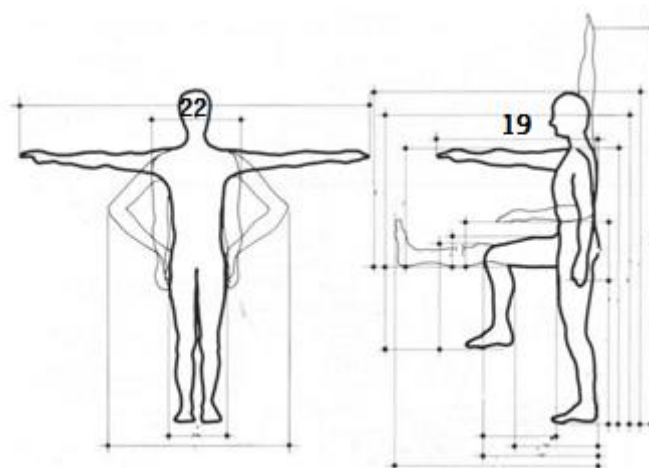


Figura 2.3 - Valores de antropometria [adaptado de [7]].

Tabela 1 - Valores de antropometria [adaptado de [7]].

| | Homem entre os 18 e 40 anos | | | Mulher entre os 18 e 40 anos | | | Mulher idosa entre os 60 e 90 anos | | |
|--------------------------------------|-----------------------------|-----|-----|------------------------------|-----|-----|------------------------------------|-----|-----|
| Posição/Percentil | 5% | 50% | 95% | 5% | 50% | 95% | 5% | 50% | 95% |
| 19 – Alcance dianteiro do braço [mm] | 773 | 848 | 923 | 714 | 782 | 933 | 665 | 736 | 807 |
| 22 – Largura dos ombros [mm] | 420 | 462 | 504 | 376 | 405 | 428 | 381 | 431 | 481 |

2.1.Ossos

A estrutura óssea do ombro é constituída principalmente por três ossos. São eles o úmero, a clavícula e a omoplata, como se encontra representada na Figura 2.4.

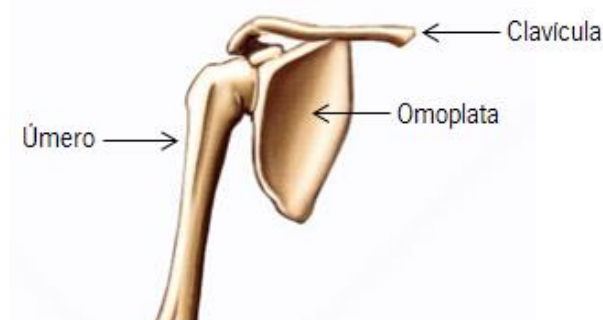


Figura 2.4 - Estrutura óssea do ombro [adaptado de [8]].

Para além destes três, pela pertinência do assunto em questão, identificar-se-ão outros constituintes ósseos do corpo humano que são também importantes para o estudo desta articulação.

Fazer-se-á também referência às articulações que conferem a mobilidade e a estabilidade a este complexo articular, desde a articulação acromioclavicular e a glenoumeral.

2.1.1. Clavícula

A clavícula é um osso longo, em forma de um S itálico (S) com duas curvaturas, sendo constituída por um corpo – diáfise – e duas extremidades articulares – epífises, tal como se observa na Figura 2.5. Existe a epífise acromial – lateral – e esternal – medial. A Clavícula está posicionada lateralmente e assume uma postura quase horizontal, assumindo a função de suporte do braço, possibilitando-lhe oscilar-se livremente no tronco.

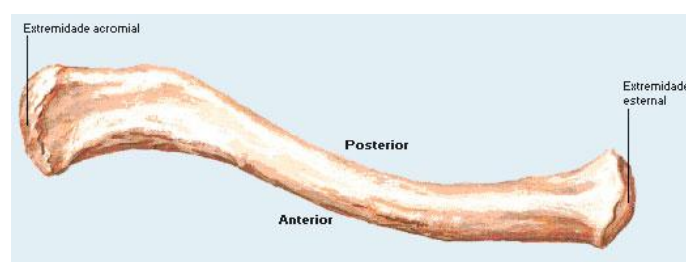


Figura 2.5 - Clavícula [9].

2.1.2. Omoplata

A omoplata é um osso plano, que constitui a parte posterior da cintura escapular. Este osso é triangular e achatado, com duas superfícies, três bordos e três ângulos, tal como se ilustra na Figura 2.6. A omoplata faz a ligação entre a clavícula e o úmero, e é constituída por cabeça, colo e corpo, tendo uma cavidade glenóide rasa para efectuar a articulação com a cabeça do úmero.

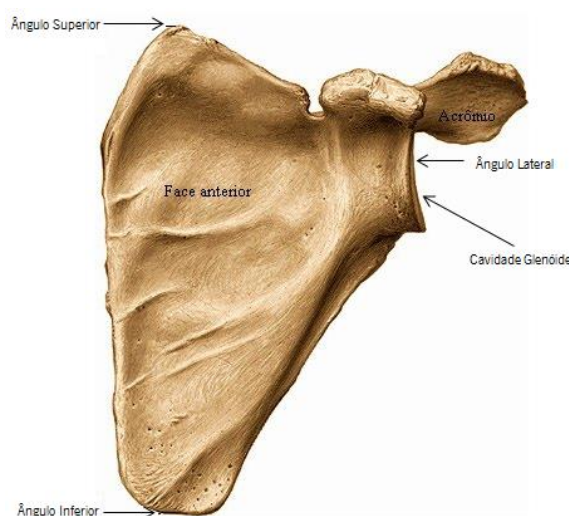


Figura 2.6 - Omoplata [adaptado de [10]].

2.1.3. Úmero

Este é o maior e mais longo osso do braço. A sua extremidade superior – cabeça – faz a ligação à omoplata através da articulação glenoumeral. A cabeça do úmero é larga, lisa e arredondada tipo semi-esfera, bem como se observa na Figura 2.7. A extremidade inferior forma com o rádio e com o cúbito a articulação do cotovelo. O úmero é constituído pelo colo anatómico, tubérculos maior e menor, colo cirúrgico e pela parte proximal da diáfise.

O colo anatómico, posicionado imediatamente atrás da cabeça, está orientado obliquamente. A região por baixo dos tubérculos é conhecida como colo cirúrgico, devido ao elevado e frequente número de fracturas que se observam nessa zona.

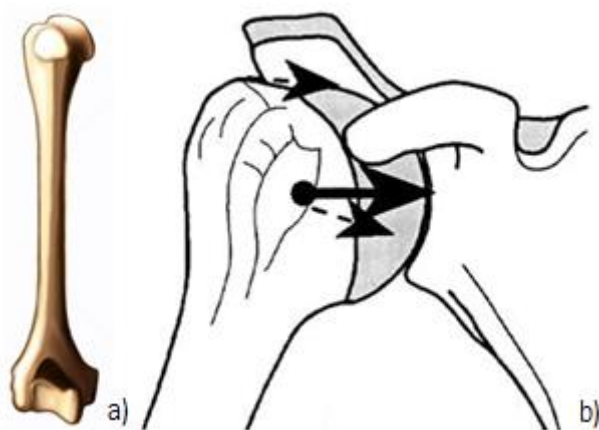


Figura 2.7 - a) Vista frontal do úmero [11]; b) Vista da cavidade glenóide [12].

2.2. Articulações e ligamentos

O ombro é composto por três articulações, glenoumeral, acromioclavicular e esternoclavicular, como se pode ver na Figura 2.8. O funcionamento de uma articulação permite três movimentos entre as duas superfícies sendo eles o deslizamento, o rolamento e a rotação. Grande parte dos movimentos articulares possui uma combinação entre os movimentos acima referidos, fazendo com que seja alcançada grande amplitude de movimento. Se apenas um desses movimentos fosse realizado a amplitude de movimento seria pequena, ou então as superfícies articulares teriam de ser bem maiores para proporcionar tal amplitude.

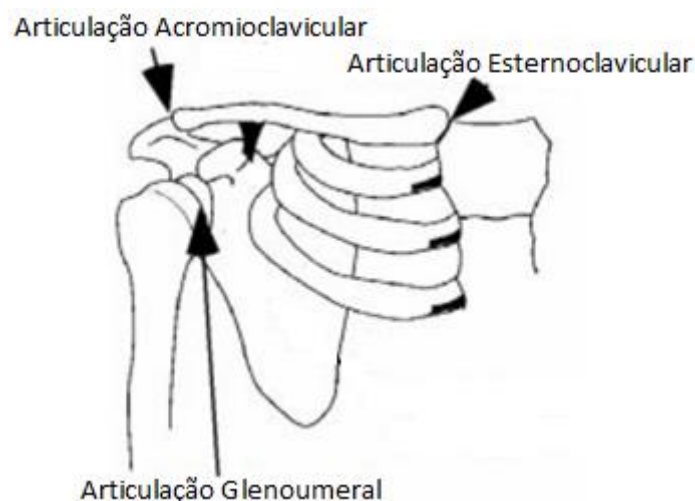


Figura 2.8 - Articulações que constituem a cintura escapular {adaptado de [13]}.

2.2.1. Articulação Glenoumeral

Esta articulação, como se pode verificar na Figura 2.9, é formada pela cabeça do úmero e pela cavidade glenóide e possui três graus de liberdade e reduzida estabilidade óssea, dependendo das ações musculares.

A enorme instabilidade inerente à articulação glenoumeral deve-se ao facto de haver uma diferença de tamanho entre a cavidade glenóide e a cabeça do úmero, cerca de um terço, tornando contacto entre as duas superfícies assimétrico. Apenas uma parte da cabeça do úmero entra em contacto com a cavidade, fornecendo uma enorme mobilidade de movimentos, e, consequentemente, uma enorme instabilidade [13]. Esta articulação é constituída pela cápsula glenóide e pelos ligamentos glenoumerais superior, médio e inferior.

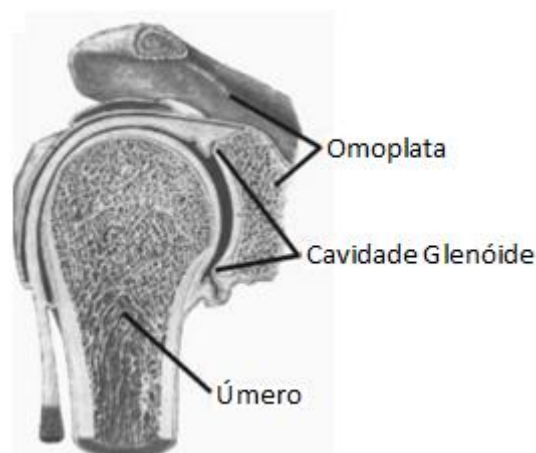


Figura 2.9 - Secção em corte da articulação glenoumeral {adaptado de [13]}.

2.2.2. Articulação Acromioclavicular

A articulação acromioclavicular é a que efetua a ligação entre a clavícula e a omoplata ou acrómio, Figura 2.10. É constituída pelo disco articular e pelo ligamento acromioclavicular. Esta articulação torna possível a elevação do braço acima do nível cabeça, permitindo a adaptação da clavícula à omoplata e aumentando a amplitude angular da rotação do braço.



Figura 2.10 - Articulação acromioclavicular [adaptado de [14]].

2.2.3. Articulação Esternoclavicular

Esta articulação liga a clavícula e o esterno através da extremidade esternal, Figura 2.11. A articulação é constituída pelo disco articular e pelos ligamentos esternoclavicular anterior e posterior. Assim, possibilita movimentos de translação e de rotação por parte da clavícula.



Figura 2.11 - Articulação esternoclavicular [adaptado de [15]].

2.3. Músculos

Relativamente aos músculos existentes na cintura escapular, de acordo com Rego, estes encontram-se divididos segundo quatro grandes grupos: anterior, interno, posterior e externo [16]. Apesar de serem músculos pequenos, quando comparados com músculos de outras zonas do corpo, têm uma função muito importante no que toca à realização de diversos movimentos, desde os mais comuns relativos ao quotidiano até ao levantamento de pesos. São também os

músculos que conferem a estabilidade necessária para o ombro efectuar os movimentos pretendidos.

2.3.1. Grupo anterior

Os músculos deste grupo pertencem à parede anterior da axila e estão divididos em dois planos: plano profundo e plano superficial. No primeiro plano existem o subclávio, Figura 2.12, e o pequeno peitoral enquanto no segundo plano existe apenas o grande peitoral.

- Subclávio:

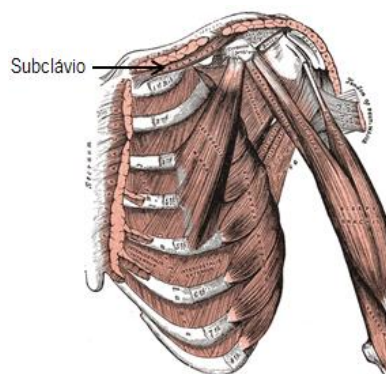


Figura 2.12 - Subclávio [adaptado de [17]].

O subclávio é um músculo triangular de pequenas dimensões que se situa entre a clavícula e a primeira costela e permite baixar a clavícula e a omoplata, por intermédio de uma inserção superior na face inferior da clavícula que faz com que as suas fibras se dirijam obliquamente para baixo, para dentro e para a frente para se fixarem na face superior da 1ª cartilagem costal [16].

- Pequeno peitoral:

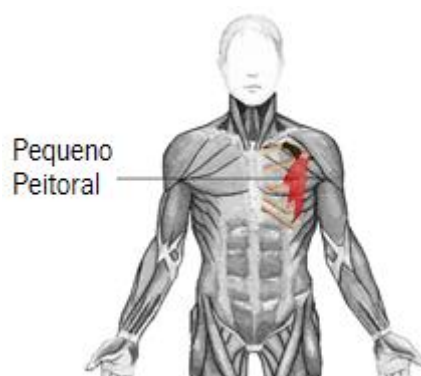


Figura 2.13 - Pequeno peitoral [adaptado de [18]].

O pequeno peitoral como principal acção baixar o angulo externo da omoplata. Tem uma inserção desde a 3ª costela até à 5ª [16].

- Grande peitoral:

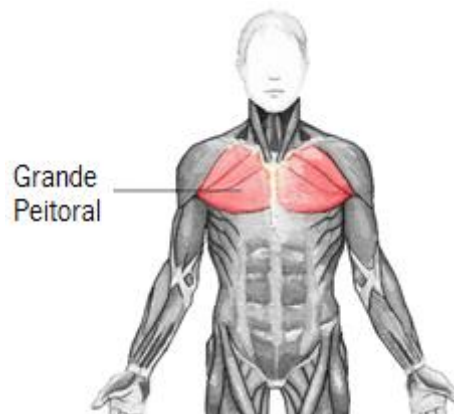


Figura 2.14 - Grande peitoral [adaptado de [18]].

O grande peitoral funciona como adutor e rotador interno do braço. Se o ponto fixo for o úmero a sua função será a elevação o tórax. Este músculo está dividido em duas partes, a parte esterno-costal que é mais inferior e a parte clavicular que é a parte superior. A sua inserção dá-se para dentro nos 2/3 internos do bordo anterior da clavícula, na face anterior do esterno e nas seis primeiras cartilagens costais [16].

2.3.2. Grupo interno

Este grupo é composto simplesmente pelo músculo grande dentado.



Figura 2.15 - Grande dentado [19].

O grande dentado faz movimentar a omoplata sobre a parede torácica para fora, para a frente e simultaneamente. Se o ponto fixo for a omoplata passa a funcionar como um músculo

inspiratório. A inserção deste músculo é por todo o bordo vertebral da omoplata, no bordo externo da 1ª costela e nas faces laterais da 2ª à 10ª costela [16].

2.3.3. Grupo posterior

Pertencem à parede posterior da axila e este grupo é composto pelos seguintes músculos: supra-espinhoso, infra-espinhoso, subescapular, pequeno redondo, grande redondo e grande dorsal.

- Supra-espinhoso:

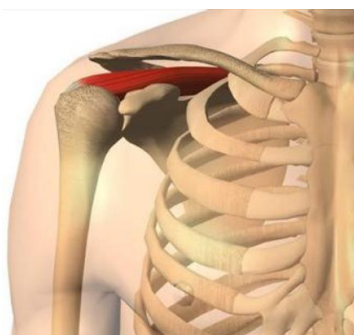


Figura 2.16 - Supra-espinhoso [19].

Este músculo, tal como mostra na Figura 2.16, é o que permite a abdução do braço até aos 90° e a sua rotação externa. Tem também um papel importante na biomecânica da articulação glenoumeral, servindo de meio de união ativo desta, mantendo o úmero contra a cavidade glenóide. A sua inserção ocorre na fossa supra-espinhosa e dirige-se para fora por baixo da articulação acromioclavicular [16].

- Infra-espinhoso:



Figura 2.17 - Infra-espinhoso [19].

O músculo infra-espinhoso possui a mesma acção que o músculo anterior, como se observa na Figura 2.17. Quanto à sua inserção, dá-se na fossa infra-espinhosa, para dentro das

inserções do pequeno e do grande redondo, e as suas fibras convergem para a extremidade superior do úmero [16].

- Subescapular:



Figura 2.18 - Subescapular [19].

O papel exercido é o mesmo que o dos dois músculos anteriores, só que no caso do subescapular a rotação em vez de ser externa é interna. Insere-se em toda a extensão da face anterior da omoplata excepto ao longo do seu bordo interno e próximo do seu colo [16].

- Pequeno redondo:



Figura 2.19 - Pequeno redondo [19].

Os movimentos realizados pelo pequeno redondo são os mesmos que os realizados pelo supra-espinhoso e infra-espinhoso. Insere-se na região externa da fossa infra-espinhosa [16].

- Grande redondo:



Figura 2.20 - Grande redondo [19].

O grande redondo realiza a adução e a rotação interna do braço. Se o ponto fixo for o úmero realiza um movimento de báscula da omoplata. Insere-se na região externa da fossa infra-espinhosa na metade inferior do bordo axilar da omoplata [16].

- Grande dorsal:

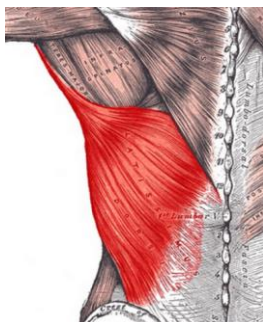


Figura 2.21 - Grande dorsal [18].

A ação do grande dorsal é fazer a adução, extensão e rotação interna do braço. Se o úmero for o ponto fixo, este músculo efetua a elevação do tronco [16].

2.3.4. Grupo externo

O grupo externo apenas compreende o músculo deltóide, e está representado na figura abaixo, Figura 2.22.



Figura 2.22 - Deltóide [adaptado de [18]].

O músculo deltóide é um dos que efetua o movimento de abdução do braço e os movimentos de flexão e extensão. Tem uma inserção superior ao nível do bordo anterior da clavícula no vértice e no bordo externo do acrômio [16].

É também necessário definir dois músculos que fazem parte da região posterior do tronco que são o trapézio e o angular da omoplata, e que não encaixam em nenhum dos grupos anteriores, mas que são importante para a biomecânica do ombro.

- Trapézio:



Figura 2.23 - Trapézio [18].

A ação do trapézio depende da maneira como os feixes do músculo são contraídos. Se os superiores elevarem o ombro, os médios fazem báscula posterior e aproximarem a omoplata da linha média, fazendo com que os inferiores baixem a omoplata em relação à parede torácica. O trapézio possui uma configuração larga e triangular e posiciona-se na região superior e lateral do tronco e da nuca [16].

- Angular da omoplata:



Figura 2.24 - Angular da omoplata [19].

O angular da omoplata está localizado na região posterior e lateral do pescoço. Se a cabeça estiver fixa o músculo levanta a omoplata. Se por outro lado for a omoplata a estar fixa o movimento efectuado pelo músculo é de inclinação lateral do pescoço [16].

Para finalizar o capítulo dos músculos e consequente capítulo da anatomia, é necessário fazer uma breve referência à coifa dos rotadores, Figura 2.25, que é um grupo muscular formado por quatro músculos: o supra-espinhoso, o infra-espinhoso, o subescapular e o pequeno redondo. Este conjunto de músculos tem como principal função manter a cabeça do úmero na

cavidade glenóide quando o úmero se movimenta, garantindo a estabilização da articulação do ombro.

O supra-espinhoso impede os deslocamentos superiores e pressiona a cabeça do úmero para dentro. Tem como acção a abdução do braço até aos 90° e possui um papel ativo na biomecânica da articulação glenoumeral, servindo de meio de união activo desta.

O infra-espinhoso tem como ação a abdução e a rotação externa do braço, possuindo, para além disso, um papel ativo na biomecânica da articulação glenoumeral, com a função de meio ativo. Juntamente com o pequeno redondo impedem os deslocamentos anteriores e pressionam a cabeça do úmero para dentro e para baixo.

O subescapular impede o deslocamento posterior da cabeça do úmero além de pressioná-la para dentro e para baixo. Tem também um papel ativo na rotação interna do braço.

O pequeno redondo tem como ação a abdução e a rotação externa do braço.



Figura 2.25 - Dinâmica dos músculos que pertencem à coifa dos rotadores (adaptado de [8]).

3. Biomecânica

Segundo Hay [20] a Biomecânica é a ciência que estuda as forças internas e externas que atuam no corpo humano e os efeitos produzidos pelas mesmas. Esta definição é uma adaptação da definição de mecânica, mas, desta feita, aplicada a sistemas biológicos, neste caso o corpo humano.

Neste capítulo pretende-se fazer uma análise ao nível dos movimentos efetuados pelo complexo articular do ombro (CAO), na perspetiva da biomecânica. São analisadas as três articulações e os músculos nelas envolvidos para se poder descrever a mobilidade existente nesta região do corpo. Primeiramente fazer-se-á uma análise da biomecânica das articulações que o constituem.

3.1. Articulação glenoumeral

Como já foi referido anteriormente, esta articulação é uma das mais móveis do corpo humano conseguindo-se, portanto, uma elevada amplitude de movimentos. Possui três graus de liberdade, sendo os 90° de abdução do ombro a posição em que a articulação atinge a maior estabilidade mecânica, o máximo de movimentos e o máximo de rotação externa [21]. Em baixo estão enunciados e descritos os movimentos realizados pelo úmero relativamente à cintura escapular, que ocorrem nesta articulação [21].

- Abdução e adução: o eixo de rotação deste movimento é um eixo paralelo ao da cavidade glenóide, no plano coronal, e efetua o movimento de abertura lateral do braço – até aos 90° – e de fecho, como se observa na Figura 3.1. A amplitude do movimento é até aos 120° em abdução, e entre os 0 e 60° com o máximo de rotação interna do úmero e entre os 0 e 90° com o máximo de rotação externa do úmero.

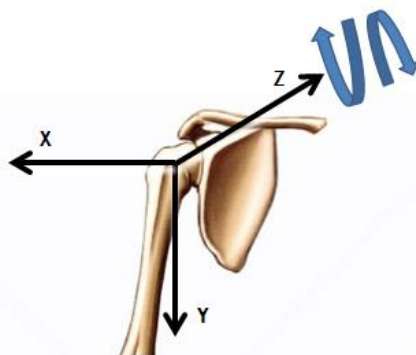


Figura 3.1 - Movimento de abdução/adução [adaptado de [8]].

- Flexão e extensão: o eixo de rotação é perpendicular à cavidade glenóide no plano sagital, em que a flexão é a abertura anterior do braço até cerca dos 90° , este movimento encontra-se representado na Figura 3.2. A amplitude do ângulo de movimentação em flexão varia entre os 0 e os 90° e em extensão entre os 0 e os 45 ou 60° . Os fatores que limitam a flexão são o ligamento glenoumeral inferior e os que limitam a extensão são os ligamentos glenoumeral superior e médio.

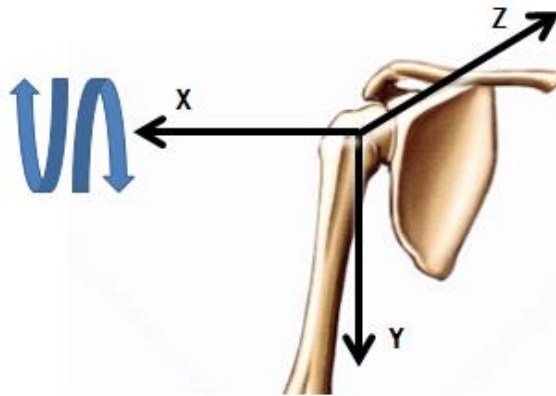


Figura 3.2 - Movimento de flexão/extensão [adaptado de [8]].

- Rotação interna e externa: é a rotação do úmero relativamente ao seu plano axial, tal como se pode ver na Figura 3.3. A rotação interna varia entre os 0 e 70° com o braço a 90° de abdução, e a externa varia entre os 0 e 90° com o braço a 90° de abdução. O que limita a rotação interna é a capsula glenoumeral, sendo a amplitude da rotação externa definida pelos três ligamentos glenoumerais.

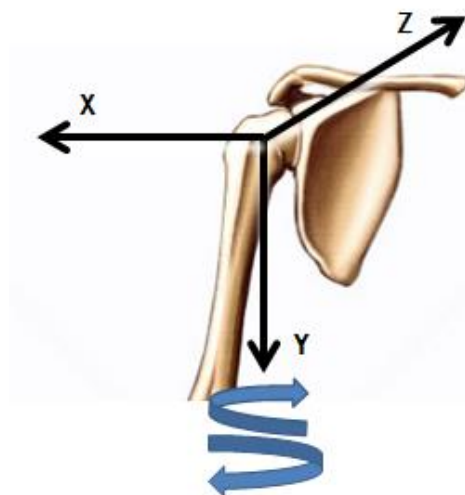


Figura 3.3 - Movimento de rotação interna/externa [adaptado [8]].

- Circundação: é o movimento combinado dos 3 movimentos anteriormente analisados.

3.2. Articulação esternoclavicular

A articulação esternoclavicular possui três graus de liberdade, sendo possível um conjunto de movimentos que se descreve de seguida [21, 22].

- Elevação e depressão: movimento de translação da clavícula segundo um eixo no plano vertical, tal como se verifica na Figura 3.4. A amplitude do movimento de elevação da articulação esternoclavicular é de, aproximadamente, 55° , sempre que o braço efectua os primeiros 90° de elevação. Por seu lado a amplitude de depressão desta articulação é de 5° .



Figura 3.4 - Movimento de elevação/depressão [adaptado de [21]].

- Protração e retração: movimento de translação da clavícula segundo um eixo no plano horizontal, tal como se observa na Figura 3.5. No repouso, a amplitude da protração e a retração é de 30° .

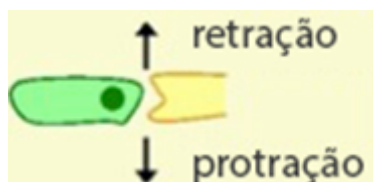


Figura 3.5 - Movimento de protração/retração [adaptado de [21]].

- Rotação: movimento realizado pela clavícula segundo o seu eixo axial, como se pode ver na Figura 3.6. Este movimento ocorre quando o úmero é elevado e a omoplata roda para cima. Isoladamente não se consegue obter este movimento. A amplitude de rotação é de, aproximadamente, 45° e ocorre após o ombro sofrer abdução ou flexão a 90° .

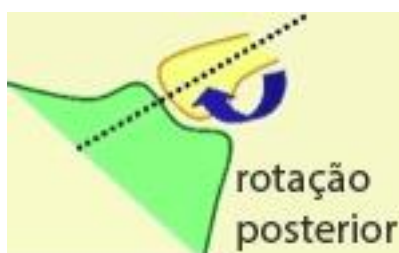


Figura 3.6 - Movimento de rotação [adaptado de [21]].

3.3. Articulação acromioclavicular

A articulação acromioclavicular possui três graus de liberdade e é aqui que se concentra a maioria dos movimentos da omoplata. A estabilidade desta articulação é fornecida pelos ligamentos acromioclaviculares. A rotação acontece à medida que a omoplata roda lateralmente na abdução do braço, realizando uma rotação para cima e para baixo de, aproximadamente, 60°. Realiza também os movimentos de protração e retração com uma amplitude de, aproximadamente, 30 a 50° e movimentos para cima e para baixo, ou de elevação e depressão, de, aproximadamente, 30° [22].

3.4. Cintura escapular

Os movimentos da cintura escapular são compostos pelos movimentos coordenados da omoplata e da clavícula, resultando um conjunto de movimentos que se descreve de seguida [21].

- Elevação e depressão: A amplitude de elevação varia dos 30 aos 45° e ocorre nos primeiros 90° da elevação do braço. A depressão varia entre os 5 e os 10° e é limitada pela primeira costela. O movimento de elevação e depressão encontra-se representado na Figura 3.7.



Figura 3.7 - Movimento de elevação/depressão (adaptado de [21]).

- Protração e retração: Os dois movimentos são de 15° de amplitude, sendo que o valor máximo total é de 25°, tal como se representa na Figura 3.8. A protração é limitada pelo ligamento esternoclavicular posterior e a retracção pelo ligamento esternoclavicular anterior.

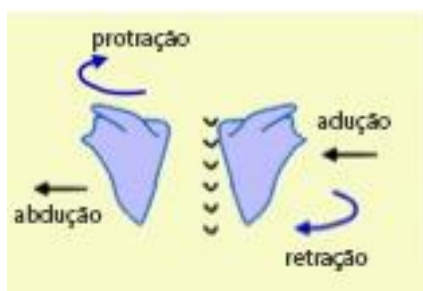


Figura 3.8 - Movimento de protração/retração (adaptado de [21]).

- Rotação superior e inferior: Estes movimentos estão representados na Figura 3.9, em que possuem uma amplitude total de movimento de cerca de 60°.

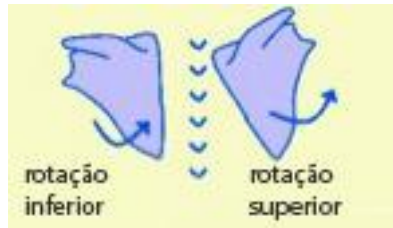


Figura 3.9 - Movimento de rotação inferior/superior [adaptado de [21]].

3.5. Ligamentos

Ligamentos são tecidos moles que ligam os ossos, sendo responsáveis pela absorção de esforços. Juntamente com os músculos, são os que fornecem a estabilidade necessária à cintura escapular. São bastante fortes e não possuem muita flexibilidade. Quando os ligamentos sofrem um elevado esforço esticam e, se permanecerem nessa posição durante um longo período de tempo, acabam por se rasgar.

4. Patologias, Diagnóstico e Imagiologia

4.1. Patologias

Uma vez que o ombro é uma das articulações mais complexas e com um maior potencial de mobilidade, capaz de efetuar movimentos em todos os graus de liberdade, torna-se, consequentemente, instável. Esta articulação possui um sistema de elementos estabilizadores, uns dinâmicos e outros estáticos, e, por isso, mais limitados em termos de movimento. Os elementos estabilizadores estáticos, como os ligamentos capsulares, são fundamentais para a biomecânica do ombro. Quando os ligamentos são de alguma forma forçados em situações limite, sofrem deformações ou rasgamentos, levando a casos patológicos. O “desgaste” deste elemento estabilizador normalmente ocorre devido à repetição de episódios traumáticos, provocando a distensão do mesmo. A estabilidade dinâmica é conferida pela coifa dos rotadores e o deltóide.

A instabilidade do ombro pode ser definida através da análise de parâmetros como o historial clínico, existência ou não de hipermobilidade, carácter evolutivo da instabilidade e, consequentemente, os seus sintomas.

Segundo *Randelli* [23] relatórios tanto da população em geral, como da população militar nos Estados Unidos e na Europa, demonstram uma incidência anual de deslocções ocorridas no ombro de 0.08-1.69 por 1000 pessoas. O mesmo autor realça ainda que quanto mais nova for a população, maior é o risco da ocorrência de deslocções. O maior número de patologias ocorrem nos desportistas (andebol, golfe, lançamento do peso, basebol, etc.), no entanto, devido à zona do ombro ser sistematicamente utilizada e esforçada em diversas atividades do quotidiano, qualquer pessoa se encontra sujeita a ter algum tipo de sintomatologia.

As patologias relativas ao ombro que ocorrem com maior frequência são a rotura e a tendinite da coifa dos rotadores, a artrose glenoumeral, a capsulite adesiva, a síndrome do impacto, luxações e fraturas e a instabilidade da articulação glenoumeral, que é o que mais interessa analisar neste projeto, Figura 4.1.

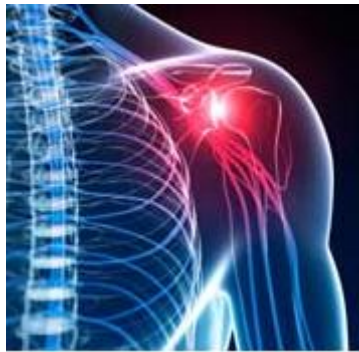


Figura 4.1 - Instabilidade da articulação glenoumeral [24].

- Rotura da coifa dos rotadores

Esta doença é caracterizada pelo rasgamento dos tendões da coifa dos rotadores. Normalmente, surge nos pacientes de meia-idade, consequência de uma queda ou da tentativa de levantar objetos pesados, uma vez que está relacionada com a degeneração ou envelhecimento. No entanto, a repetição de certos movimentos pode acelerar este processo de degeneração, como no caso da prática de desporto ou até simplesmente na concretização de tarefas domésticas [25].

Inicialmente o indivíduo queixa-se de dores no ombro e limitação dos movimentos que lhe estão associados, sendo que essa dor intensifica-se quando o braço é elevado ao nível da cabeça. Após diagnóstico do médico, proceder-se-á ao tratamento que, consoante a gravidade do caso, poderá ser ou não cirúrgico. Numa primeira abordagem, o médico recorrerá à administração de analgésicos e anti-inflamatórios, seguido de fisioterapia, por forma a reduzir a dor do paciente e recuperar gradualmente a mobilidade do seu ombro. Por vezes, este primeiro tratamento não é suficiente, verificando-se um agravamento do estado do paciente. Nestes casos o indivíduo é geralmente direccionado para a cirurgia. Através de uma pequena câmara de televisão – artroscópio – inserida na articulação, o cirurgião é capaz de localizar a rotura e finalmente suturar o tendão da coifa dos rotadores. A recuperação pós-cirúrgica da coifa é lenta e dolorosa, exigindo vários exercícios de fisioterapia [26] [27].

- Tendinite da coifa dos rotadores

A tendinite é um processo inflamatório de origem degenerativa ou traumática, que provoca dor e incapacidade de movimentação do ombro. É frequente acontecer a pessoas que pratiquem

atividades desportivas ou que repitam frequentemente um determinado tipo de movimento, geralmente acima do nível da cabeça [26].

Na grande maioria dos casos, a tendinite é facilmente tratável por intermédio de sessões de fisioterapia anti-inflamatória. Contudo, por vezes é necessário recorrer à infiltração de corticoesteróide no espaço subacromial, ou até mesmo à cirurgia, quando as intervenções referidas anteriormente não surtem o devido efeito. A cirurgia, tal como no caso da rotura da coifa de rotadores, é feita via artroscopia [26].

- Artrose glenoumeral

Esta patologia diz respeito a uma lesão da cartilagem da articulação glenoumeral, que é provocada pelo seu desgaste. Esse desgaste pode acontecer como sequela de uma fratura, por um aumento do atrito entre as cartilagens, na sequência de uma cirurgia, por osteonecrose ou até por reação do próprio corpo contra as células da cartilagem. Nalguns casos, não tão frequentes, a artrose glenoumeral aparece sem qualquer explicação evidente para o seu desenvolvimento [28] [29].

Depois de diagnosticada a artrose, deve-se inicialmente partir para um tratamento à base de analgésicos e anti-inflamatórios para controlar a dor, acompanhado de fisioterapia de forma a manter a amplitude do movimento e fortalecer os músculos. Em caso de falha do tratamento clínico, proceder-se à ao tratamento cirúrgico através da artroscopia. Uma outra forma de corrigir cirurgicamente o problema será por colocação de uma prótese de ombro. Nesta intervenção substitui-se a cabeça do úmero e da glenóide por um mecanismo que fará o movimento articular artificialmente [28] [29].

- Capsulite adesiva

A capsulite adesiva, ou “ombro congelado” como é popularmente conhecida, é uma inflamação na cápsula articular que envolve toda a articulação glenoumeral causando dor e imobilização parcial do ombro. Esta é uma doença difícil de diagnosticar, já que a rigidez no ombro pode ser um sintoma de outras patologias que lhes estão associadas. Para além disso, o facto de por vezes a capsulite adesiva surgir devido a um pequeno trauma ou a um esforço repetitivo e outras vezes surgir sem nenhum motivo aparente, faz com que a identificação desta patologia seja algo imprecisa [30].

No entanto, sabe-se que esta patologia está associada a fatores genéticos e a reações auto-imunes, sendo mais frequente em pacientes do sexo feminino, entre os 40 e os 60 anos de idade. A capsulite adesiva é uma doença autolimitada, isto é, mesmo sem tratamento, dentro de 2 a 3 anos o paciente recuperará sozinho. Esta patologia tem 3 fases de evolução: fase aguda ou hiperálgica, fase de enrijecimento ou congelamento e finalmente fase descongelamento [31].

- Luxação da articulação acromioclavicular

A luxação é um deslocamento dos ossos da articulação acromioclavicular que faz a conexão entre a omoplata e a clavícula, provocando perda parcial ou total da propriedade articular do ombro. Este tipo de lesão é frequentemente causada por queda do indivíduo sobre o próprio ombro, em que a força do impacto empurra a omoplata para baixo, forçando os ligamentos da articulação acromioclavicular, rompendo-os. Assim, a articulação é separada [32] [33].

Geralmente o paciente sente dor e apresenta um edema na área acromioclavicular bem como um aumento do volume nesta zona. Esta patologia é classificada por grau de gravidade:

Grau I: Neste grau verifica-se um estiramento ou rotura parcial dos ligamentos acromioclaviculares.

Grau II: Num estado mais grave acontece uma rotura total dos ligamentos sem que haja tradução radiográfica de lesão.

Grau III: Aqui dá-se uma translação superior da clavícula em relação ao acrómio, devido à rotura dos ligamentos coraco-claviculares.

Grau IV: Embora raro, este grau ocorre devido à passagem da clavícula por baixo a apófise coracóide/tendão conjunto. Para lesões de grau I e II, o tratamento é feito por intermédio de analgésicos, repouso e fisioterapia de reabilitação. Nos casos mais graves, como o grau III e IV de luxação, é aconselhada uma intervenção cirúrgica. Nestas situações podem ser adotadas várias soluções cirúrgicas, mais ou menos invasivas, de acordo com a gravidade da lesão [33].

- Síndrome do impacto

A síndrome do impacto ocorre devido ao choque entre dois ossos do ombro, que provoca um atrito entre a omoplata e os tendões da coifa dos rotadores, quando o braço é elevado.

Pessoas cujas atividades impliquem a elevação do braço acima do nível do ombro correm maiores riscos de desenvolverem uma irritação ou danificação dos tendões da coifa de rotadores. O desgaste da articulação acromioclavicular pode também impulsionar o aparecimento desta patologia.

Os primeiros sintomas da doença são a dor no ombro quando o braço é levantado, o desconforto durante o sono, rigidez da articulação e limitação dos movimentos do ombro. O bloqueio total dos movimentos do braço indica que a situação clínica do paciente é mais grave do que as anteriores.

Também para esta doença é possível partir para o tratamento evitando a cirurgia. Inicialmente o paciente deverá tomar anti-inflamatórios, repousar e, dependendo do caso, aplicar gelo ou calor sobre o ombro. Posteriormente, caso a dor permaneça, proceder-se-á à injeção de cortisona no espaço subacromial. Este tratamento deve ser acompanhado de um programa de fisioterapia para a redução da dor e recuperação total da mobilidade do ombro. Caso o paciente não verifique melhorias, a solução será uma intervenção cirúrgica, de forma a aumentar o espaço entre o acrómio e os tendões da coifa de rotadores [34].

4.2. Diagnóstico

O diagnóstico de um paciente que se encontra com dores na região do ombro é um grande desafio para o médico/fisioterapeuta, devido à complexidade biomecânica e à enorme instabilidade da cintura escapular, que fazem com que o ombro esteja susceptível a um enorme número de patologias.

Nesta fase os equipamentos auxiliares de diagnóstico, como a ressonância magnética, a TAC, etc, são de uma enorme ajuda para quem se encontra a fazer a avaliação clínica do paciente. No entanto, a história clínica do paciente e os exames físicos adequados, são, regra geral, os recursos mais importantes na identificação de patologias. O principal aspeto para a realização de um diagnóstico correto está relacionado com a experiência e destreza da pessoa que está a realizar o exame físico, não existindo um único método de avaliação.

Um diagnóstico físico realizado por um médico/fisioterapeuta, é composto por três fases. A primeira é denominada de *Observação/Inspeção*, em que a avaliação é realizada apenas com a visualização atenta do indivíduo que é examinado. Posto isto, a avaliação seguinte é conhecida

como *Palpação*, em que o médico/fisioterapeuta efetua o diagnóstico recorrendo à palpação das zonas das quais o doente se queixa e das zonas que observou na primeira fase do diagnóstico. Por último existe a *Mobilização*, nesta fase é importante definir os arcos de mobilidade, ou seja:

- Elevação anterior no plano da omoplata;
- Rotação externa com o cotovelo ao tronco;
- Rotação externa com abdução de 90°;
- Rotação interna.

4.2.1. Testes de diagnóstico

Existe um enorme número de exames diagnóstico, mas para este projeto apenas se descrevem os de maior relevância [16].

- Sinal de *impingement* de *Neer*:

É a elevação máxima passiva do braço no plano da omoplata enquanto esta se encontra estabilizada.

- Instabilidade

Para se efetuar uma avaliação de instabilidade é necessário englobar duas componentes, a quantificação da translação passiva entre a cabeça umeral e a fossa glenóide e a dificuldade em colocar o ombro em posições de *stress*.

- Gaveta anterior e posterior:

Engloba a instabilidade na translação glenoumeral. Aqui uma das mãos do examinador efetua a estabilização da omoplata e a outra mão segura na cabeça umeral movendo-a na direção anterior e posterior para efetuar a translação referida acima.

- Sinal do sulco:

Este teste de diagnóstico efetua-se para determinar se existe ou não a instabilidade na translação glenoumeral, em que o examinador impõe tração inferior segurando no cotovelo e com a omoplata/clavícula estabilizadas com a outra mão. Isto irá efetuar um aumento de

espaço entre o acrómio e a cabeça umeral em que irá ocorrer uma instabilidade multidireccional.

Acima foram descritos alguns dos exames que se realizam nos diagnósticos de lesões ocorridas no ombro. O dispositivo projetado pretende efetuar os testes de diagnóstico relativos à instabilidade. É nesta fase que o dispositivo irá servir de apoio técnico e realizar os movimentos de diagnóstico.

4.3. Imagiologia

A obtenção de imagens para diagnóstico e terapia dos vários tipos de patologia, é uma parte bastante importante deste trabalho, devido ao facto do dispositivo projetado ter de trabalhar em sintonia com equipamentos imagiológicos, como a ressonância magnética (RM), a tomografia axial computadorizada (TAC).

Para este projeto apenas serão pormenorizados os processos imagiológicos RM e TAC, apesar de ainda existirem a ecografia e a radiografia (Raio-X). A RM cria imagens 2D ou modelos 3D, Figura 4.2, utilizando átomos de hidrogénio e ondas rádio, de qualquer parte do corpo humano [35]. É muito usada devido ao facto de conseguir diferenciar muito bem os tecidos moles sendo, por isso, utilizada em exames ao cérebro, articulações, músculos, tecidos, etc.

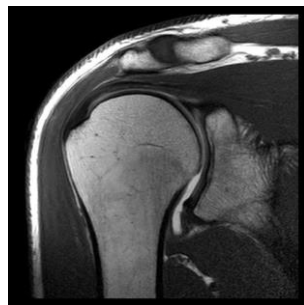


Figura 4.2 - Exemplo de um exame à articulação glenoumeral realizado numa RM [36].

A TAC é também um exame complementar de diagnóstico que produz imagens do corpo humano usando, neste caso, raio-X, Figura 4.3, sendo as imagens obtidas numa escala de cinzentos [37].



Figura 4.3 - Exemplo de um exame à articulação glenoumeral realizado numa TAC [38].

Na Figura 4.4, encontra-se parte do desenho técnico da RM que a clínica Espregueira Mnedes possui e com a qual o dispositivo terá de funcionar. O equipamento é da marca GE (*General Electrics*) e o modelo é o *Signa HDxt 1.5T*, estando o resto do desenho técnico da mesma no Anexo B.

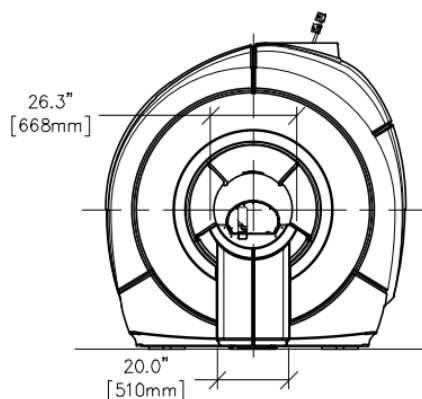


Figura 4.4 - Desenho técnico da RM [39].

5. Projeto do dispositivo

5.1. Descrição do problema

A principal dificuldade na identificação das patologias ou lesões relacionadas com o ombro tem a ver com a necessidade de execução de dois tipos de avaliação: inicialmente o paciente é observado pelo médico e posteriormente é feito o exame de RM. Para além deste ser um processo relativamente lento, o facto de a articulação do ombro ser das mais complexas, dá aso a que haja falhas na avaliação do médico, já que é feita manualmente.

Acrescenta-se ainda a grande diversidade de doenças relativas a esta zona do corpo humano que, numa fase inicial, apresentam sintomas semelhantes. Qualquer erro na identificação do problema do paciente por parte do médico, conduzirá a um processo terapêutico não indicado para a real patologia do doente, tendo, por isso, consequências que poderão atingir um elevado grau de gravidade.

A estabilidade do ombro é indispensável para o bom funcionamento do braço. As patologias no ombro, para além do desconforto, representam uma limitação na mobilidade do paciente, sendo, por isso, necessária uma certa rapidez na resolução do problema.

Posto isto, torna-se imperativo o desenvolvimento de um dispositivo que melhore o rigor do diagnóstico às patologias do ombro. Este deve registar com exatidão o comportamento do ombro quando exposto a determinadas condições físicas para que o tratamento seja rápido e eficiente, evitando a cirurgia.

5.2. Identificação dos requisitos/especificações

Pretende-se que o dispositivo a projetar seja capaz de diagnosticar as patologias e as lesões dos doentes na cintura escapular, principalmente ao nível da instabilidade. Quer isto dizer, que o sistema projetado irá efetuar o diagnóstico físico que, atualmente, é realizado pelo médico/fisioterapeuta. Desta forma, o dispositivo necessita de realizar movimentos de diagnóstico, que serão efetuados por êmbolos e por uma engrenagem do tipo pinhão-cremalheira. Tanto os êmbolos como a engrenagem pinhão-cremalheira serão projetados em poliuretano como é detalhado no parágrafo seguinte.

Outro dos importantes requisitos é que o dispositivo seja possível de ser inserido dentro de um equipamento RM juntamente com o paciente; isto fará com que o diagnóstico seja muito mais preciso e realista. O facto de ter de ser inserido dentro de uma ressonância magnética faz com o que o dispositivo não possa ser de metal. Isto constitui uma complicação do ponto de vista mecânico, uma vez que grande parte da transmissão dos movimentos é realizada por êmbolos metálicos ou engrenagens metálicas. Dessa forma, torna-se impossível optar por soluções de materiais metálicos, fazendo com que o material escolhido para o mecanismo seja o poliuretano. As características mecânicas mais importantes deste material encontram-se listadas na Tabela 2 e as restantes características podem ser encontradas no Anexo C.

Tabela 2 - Características mecânicas do material a usar

| | |
|----------------------------------------------|----------|
| Dureza | 74 |
| Temperatura de deflexão térmica (HdT) | 75 °C |
| Módulo de flexão | 1700 MPa |
| Resistência à flexão máxima | 65 MPa |
| Módulo de elasticidade | 1850 MPa |
| Alongamento à ruptura em tração | 6% |
| Resistência à ruptura | 47 MPa |

A necessidade de inserção numa RM, torna o dispositivo muito limitado a nível das suas dimensões de atravancamento, sendo esta a principal dificuldade na conceção e desenvolvimento do mesmo.

Outra das especificidades do dispositivo é que os movimentos efetuados devem permitir avaliar a instabilidade do ombro. Assim, o dispositivo deverá ser capaz de realizar a translação do braço, entre o úmero e a omoplata (teste da cavidade glenóide, teste do sulco), o movimento de rotação do úmero (rotação interna e externa); estes dois movimentos podem ser efetuados de forma simultânea tornando-se movimentos conjugados.

5.3. Soluções desenvolvidas

Grande parte da fase de conceção do trabalho foi dedicada ao projeto e não no seu dimensionamento. Isto deve-se ao facto de se tratar de um projeto inovador e não existirem ainda estudos ou quaisquer dispositivos médicos aplicados a este tipo de situação, e que

possam servir de meio de auxílio ou orientação. Por este motivo, neste capítulo, não serão apresentadas várias soluções posteriormente acompanhadas de um mapa de qualidade para defender qual a hipótese mais viável. Ao invés, será apresentado o processo evolutivo da criação do produto acompanhado por uma reflexão relativa à linha de pensamento que o originou, expondo todas as alterações realizadas, até, conclusivamente, se chegar ao resultado final. Para se atingir a solução final, foram necessárias 4 soluções e desenvolvimentos diferentes.

- Solução A:

Na Figura 5.1 apresenta-se a primeira solução encontrada e modelada no *software SolidWorks*. Como se pode verificar, o sistema consiste numa base (parte representada a cinzento), a qual será colocada por debaixo do corpo do doente. Este princípio manter-se-á em todas as outras soluções. A ideia é que haja uma base, na qual exista um sistema de encaixes, e que suporte as forças que serão originadas pelos êmbolos enquanto estes se movem.

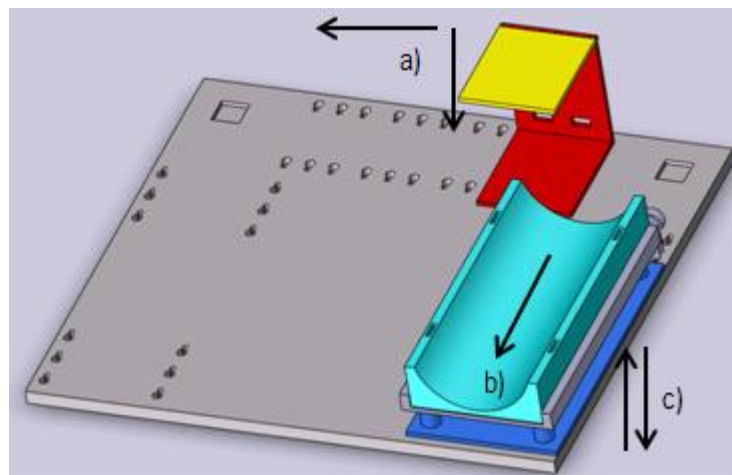


Figura 5.1 - Solução A; a) Movimento de translação da parte que imobiliza o ombro; b) Movimento de translação da parte onde o braço do paciente apoia; c) Movimento de translação que os êmbolos efetuam.

As partes que estão representadas, a vermelho e amarelo, e nos dois tons de azul são completamente amovíveis, capazes de se ajustarem à estatura do doente, sendo a sua colocação efetuada por encaixes de fácil utilização. O componente, que está representado a vermelho e amarelo tem a função de imobilizar o ombro do paciente, é colocado de forma a prender a omoplata e a clavícula. O componente em tons de azul é o que irá efetuar os deslocamentos no ombro.

O braço do doente será fixo à parte que está representada a azul mais claro, parte essa que possui um êmbolo de ar atrás que irá fornecer o movimento de translação pretendido. A parte a azul mais escuro é o apoio do componente que serve para prender o braço e efetuar as

translações no úmero. Esta solução possui 4 êmbolos que podem funcionar tanto isoladamente como em simultâneo, tendo por objetivo elevar ou baixar o braço, como se pode ver na Figura 5.2.

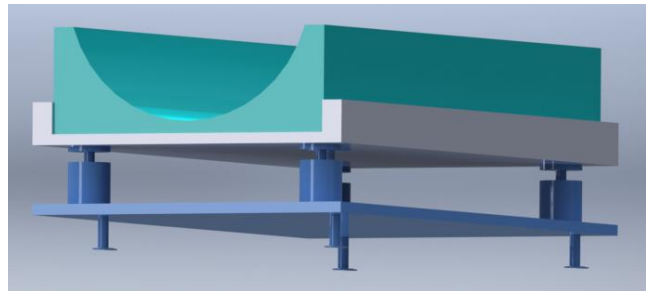


Figura 5.2 - Componente que serve para efetuar os movimentos de elevação e de recuo do úmero representado ao pormenor.

Esta primeira solução apresentava várias limitações que foram corrigidas na Solução B, que se apresentará em baixo. Uma delas é que o sistema de encaixe que se utiliza nesta solução, por não ser prático e aparentar ser algo frágil, uma vez que os pinos seriam demasiado finos e altos. Um outro problema devia-se ao facto da parte em que o ombro deveria ficar imobilizado, não ser ergonómica nem de fácil montagem e tornando-se difícil conseguir com que de facto o ombro fosse preso. Por fim, o maior dos problemas deste dispositivo era o facto de possuir 4 êmbolos para elevar ou recuar o braço e que podiam trabalhar de forma independente. Esta seria uma solução impossível dado que o braço em repouso seria elevado a um nível superior em relação ao nível do resto do corpo. Acrescenta-se ainda ao problema a irrelevância da existência de 4 êmbolos, pois, para além de não serem necessários, o produto final ficaria muito mais dispendioso.

- Solução B:

Como se pode perceber pela observação da Figura 5.3, esta solução parte da mesma ideia de uma base em cima da qual o doente se irá deitar e que será colocada por cima da maca da RM. Nesta hipótese foram já retirados os 4 êmbolos que faziam elevar e recuar o braço tendo sido substituídos por uma calha (parte amarela) como se pode ver na Figura 5.4.

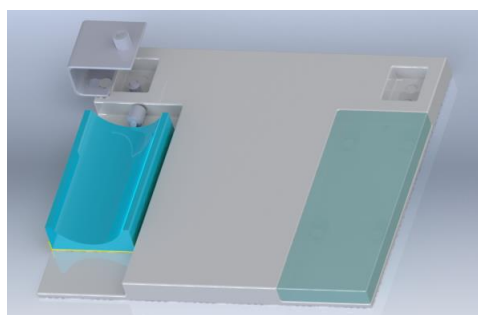


Figura 5.3 – Vista geral da Solução B.

A calha irá servir para o teste do sulco que será realizada pelo êmbolo que se encontra acoplado à parte de encosto do braço. A translação do úmero em relação à omoplata – teste da cavidade glenóide – será realizada pelos êmbolos que se encontram no canto superior esquerdo, como se pode ver nas Figuras 5.3 e 5.4. Assim, quando se pretende o recuar do úmero utiliza-se o êmbolo no encaixe superior, e quando, por outro lado, for necessária a realização do movimento de elevação do úmero, basta trocar o êmbolo para o encaixe que se encontra na base.

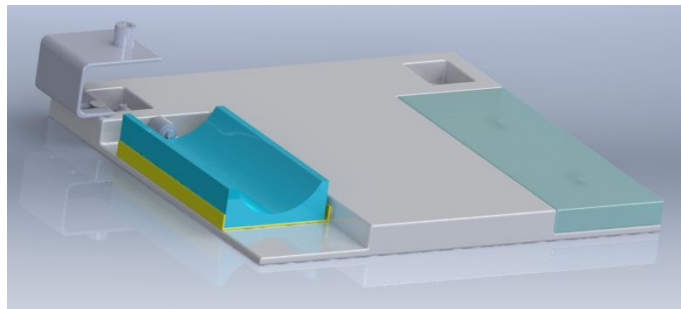


Figura 5.4 - Solução B sem os 4 êmbolos que foram substituídos por uma calha (parte amarela).

A inovação que se encontra nesta solução relativamente à solução A, prende-se com o facto da base ter uma parte mais espessa no centro, ladeada por dois falsos (parte sem material), que permitirá mudar as partes do dispositivo para o lado esquerdo ou direito, consoante o ombro a que se pretenda fazer o exame. Como se poderá constatar nas outras soluções, esta ideia será mantida. Para esta solução admitiu-se que a estabilização do ombro era conseguida por intermédio de fitas de velcro que estavam solidárias à base do mecanismo.

- Solução C:

A esta solução foram adicionadas várias melhorias e alterações relativamente à anterior. Aqui foi já tido em consideração o movimento de rotação do úmero, que é fornecido pela parte que se encontra a verde. Esta tem a função de acoplar/segurar os dois êmbolos que irão promover o movimento giratório. O braço do paciente será colocado no suporte que se encontra a azul, e a sua mão agarrará o pino, que, consoante o movimento dos êmbolos o úmero, efectuará um movimento de rotação interna ou externa, tal como se observa na Figura 5.5.

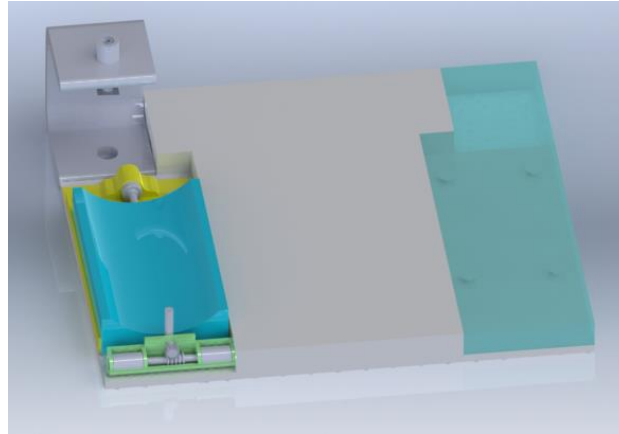


Figura 5.5 - Solução C.

Como se pode ver na Figura 5.6, o sistema de rotação é composto por dois êmbolos, que se encontram ligados entre si por uma cremalheira. Em contacto com essa cremalheira encontra-se uma roda dentada que está acoplada a um pino que o paciente irá agarrar com a mão. Dependendo do êmbolo que se utilize, a cremalheira irá deslocar-se para a esquerda, ou para a direita, fazendo com que a roda dentada efetue um movimento de rotação e, por conseguinte, o pino vai também descrever um movimento de rotação.

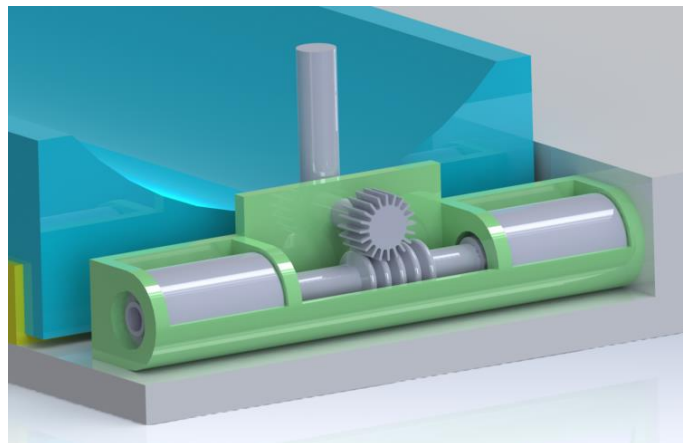


Figura 5.6 - Sistema que efetuará o movimento de rotação interna e externa ao braço do paciente.

É, novamente, utilizada uma calha, parte representada a amarelo na Figura 5.7, que irá permitir o movimento da parte onde o braço do paciente se encontra em repouso. Neste caso, o êmbolo que efetua este movimento, em vez de se posicionar na base, irá ser colocado num alojamento instalado na calha. Isto permite, que ao ser deslocado de um lado para o outro da base, o conjunto funcione como uma única peça, bastando mudar a calha para que as restantes partes sejam sucessivamente arrastadas. Esta ideia permanecerá nas soluções seguintes e estará integrada na solução final do dispositivo.

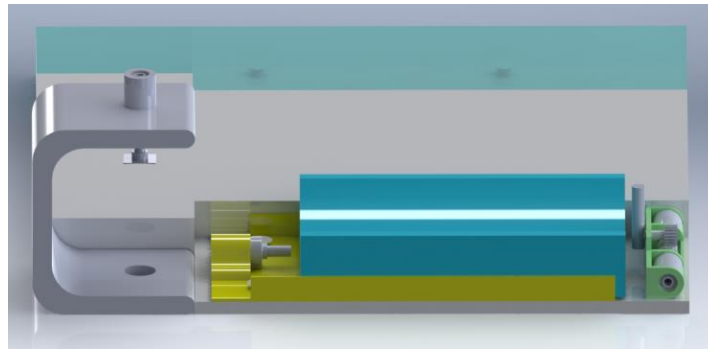


Figura 5.7 - Perspetiva de pormenor da Solução C.

Como está evidenciado nas Figuras 5.5, 5.6 e 5.7, do lado esquerdo da base encontra-se montado o mecanismo para realizar o exame ao ombro direito. No lado direito da base encontra-se um espaço vazio, sendo, por isso, necessário colmatar a diferença de espessuras da base. Para o efeito foi concebida uma peça cuja função é de mero preenchimento desse espaço, para um maior conforto do paciente. Esta peça irá colocar o plano da base à mesma altura, como se pode verificar na Figura 5.7, em que está representada num tom semi-transparente. Este propósito não será alterado até ao final do projeto.

Outra das alterações evidenciadas é o suporte em forma de U, que será colocado nos cantos superiores do mecanismo e que servirá para a colocação dos êmbolos para elevar e recuar o úmero. Esta modificação face à solução B, representa a poupança de material na base e a melhoria de funcionalidade, tornando o mecanismo mais simples e intuitivo. O funcionamento desta parte é similar ao da solução B, em que o êmbolo troca da parte de cima para baixo consoante o movimento que se pretenda efetuar.

- Solução D:

Esta solução resulta de sucessivas reuniões com a empresa *Solidtech*, em que, e com base no *feedback* fornecido, se concluiu que, devido à redução de custos, os êmbolos a utilizar, bem como pinhão-cremalheira, seriam iguais aos que são usados no dispositivo PKTD. Isto implicou que as dimensões da base fossem maiores para suportar êmbolos maiores, e que os seus encaixes fossem, também, maiores. A estrutura do mecanismo sofreu, portanto, ligeiras alterações. Outra alteração efetuada foi a colocação de calhas fixas nos suportes (amarelo e azul) do encosto do braço, como se verifica na Figura 5.8.

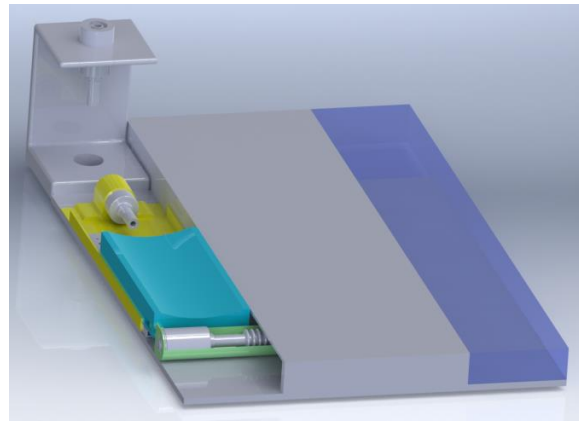


Figura 5.8 - Solução D.

- Solução E:

Chegou-se, portanto, à solução final que está representada na Figura 5.9. Esta é a solução do dispositivo para o problema colocado no início do projeto. A proposta possui diversas alterações em comparação com a solução anterior, das quais se destacam as duas peças que vão realizar a imobilização do ombro, representadas a castanho e a verde-claro. Depois de uma reunião com a clínica Espregueira Mendes, foi confirmado que seria necessário que a omoplata e a clavícula ficassem completamente imobilizadas, não só por fitas e velcros, como tinha sido sugerido nas soluções anteriores, mas por um componente sólido que garantisse, efectivamente a estabilidade da cintura escapular. Como se pode verificar nas Figuras 5.9 e 5.10, os componentes que vão garantir a imobilização do ombro possuem um *design* que se adequa a forma anatómica do ombro, para que seja o mais cómodo e confortável possível para o doente.

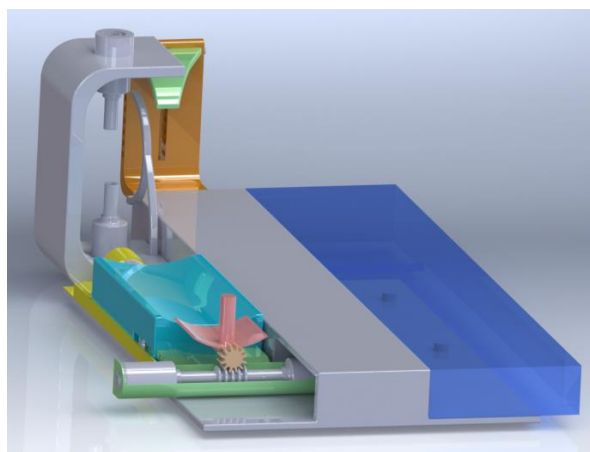


Figura 5.9 - Solução E.

Outra modificação de extrema importância foi a diminuição para menos de metade da largura da parte central da base. Esta alteração foi motivada pela dimensão desmesurada do

dispositivo com êmbolos fornecidos pela empresa *Solidtech*, criado para efetuar a rotação do úmero, que impedia que encaixasse na máquina de RM. Por isso, decidiu-se reduzir ao tamanho da base, colocaram-se de um lado as partes para efetuar o diagnóstico físico, e do lado oposto, em vez de uma peça, que colmatasse a diferença de espessuras, optou-se por adicionar colchões que serão comprados, para poder igualar a espessura da base. Com os colchões consegue-se reduzir bastante o custo final do projeto, visto que para fazer uma peça para eliminar a diferença de espessuras era necessário um novo molde e uma grande quantidade de matéria-prima. Desta forma, consegue-se também diminuir o peso do dispositivo e aumentar o conforto do paciente.

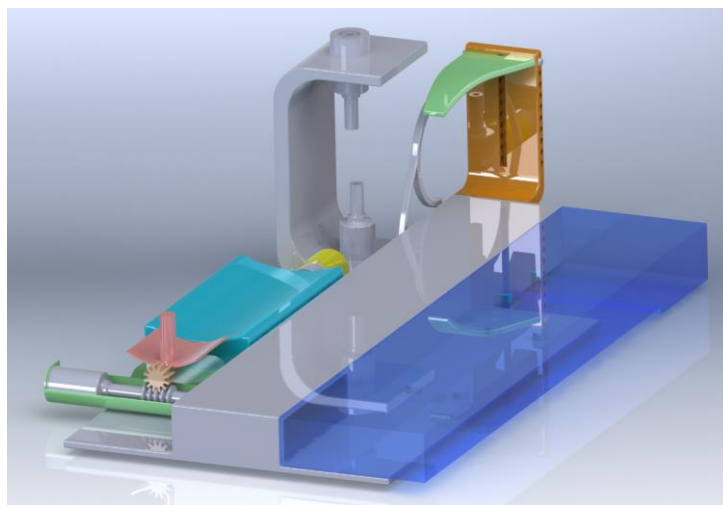


Figura 5.10 - Solução E diferente perspectiva.

Após outras análises com a empresa *Solidtech*, estabeleceu-se que a peça representada a amarelo, na Figura 5.11, deveria também sofrer ligeiras alterações. Sugeriu-se ainda que, em vez de criar e dimensionar calhas de raiz, se poderiam obter as mesmas directamente da empresa *Lanema*, sediada na zona do Porto e que comercializa produtos em plástico, a qual possui diversos tipos de calhas de diferentes tamanhos já normalizados. Como já foi referido na solução anterior, as calhas unem-se aos suportes amarelo e azul, o que vai permitir o encosto do braço e efectuar um movimento de translação em relação à peça amarela que se encontra fixa. Isto é necessário para efectuar o movimento de translação do úmero (teste do sulco). Quanto à parte verde, ela utiliza um sistema de abertura/fecho que serve para que o sistema seja capaz de se adaptar, aumentando ou diminuindo a sua dimensão, dos diferentes tamanhos de braço dos doentes. Isto faz com que o dispositivo adoptado seja um sistema versátil para funcionar com diferentes tipos de indivíduos.

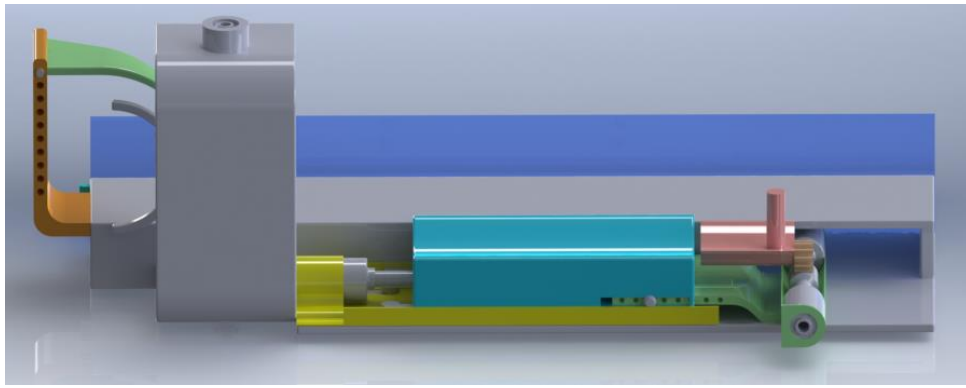


Figura 5.11 - Solução final.

Para o teste do sulco, foi implementado um novo componente, que se assemelha a uma muleta, Figura 5.9, e que serve para colocar debaixo do braço, no sulco. Isto vai permitir que quando se pretender efetuar o movimento de translação do úmero, só seja movimentado o braço, ficando a clavícula e a omoplata imobilizadas pelas partes já descritas em conjunto com este tipo de muleta. Assim garante-se a completa imobilização da cintura escapular. Esta parte, será revestida com um material macio para que o contacto seja suave e não magoe o doente.

Por fim, foi realizada uma última alteração no pino ao qual o paciente agarrará com a mão – parte representada a vermelho escuro nas Figuras 5.9, 5.10 e 5.11. O pino agora encontra-se acoplado directamente na roda dentada, o que fará com que o seu movimento seja precisamente o mesmo que a roda dentada vai efectuar. Em conjunto com o pino encontra-se um pequeno suporte para o pulso. Assim, o doente pode estar com o braço em repouso e não com ele esticado e em esforço.

É relevante também mostrar uma imagem do mecanismo inserido na RM para se poder observar e ter uma melhor ideia das dimensões e do espaço que ocupa dentro da RM, Figura 5.12.

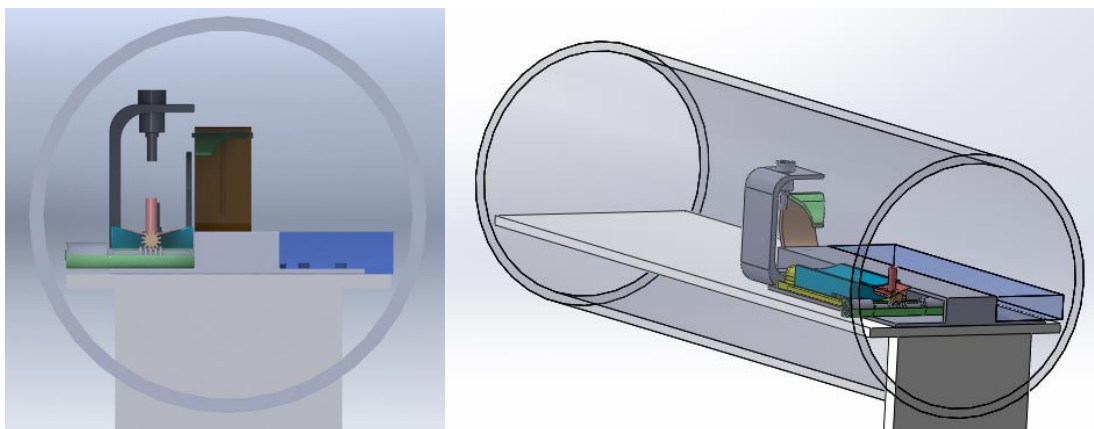


Figura 5.12 - Mecanismo inserido na RM.

5.4. Esquema de montagem

Um dos objetivos do dispositivo é que ele seja de fácil utilização, e para isso a forma de como as diversas partes encaixam é importantíssima para a montagem do mesmo. Os encaixes são necessários para alterar as partes de um lado para o outro da base, não podem prejudicar a posição do doente e tem que ser de fácil utilização para os utilizadores conseguirem mudar as posições de forma rápida e segura.

No mecanismo existem três tipos de encaixes. O primeiro é o que efetua a ligação da base ao suporte da calha que realiza a translação do braço e está representado em baixo, Figuras 5.13 e 5.14.

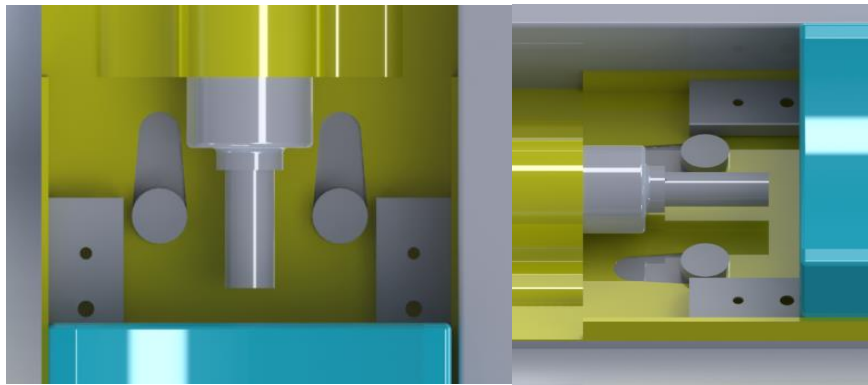


Figura 5.13 - Encaixe ao pormenor com suporte da calha montado.

Na Figura 5.13 está representado o encaixe que foi referido no parágrafo anterior. É um encaixe de posição em que existem 4 pinos colocados na base e na parte amarela existem 4 rasgos que coincidem com os pinos. O encaixe é feito por aperto, em que é colocada a parte amarela pelos pinos, e depois fica fixo com o deslize da parte amarela para baixo em relação à base.

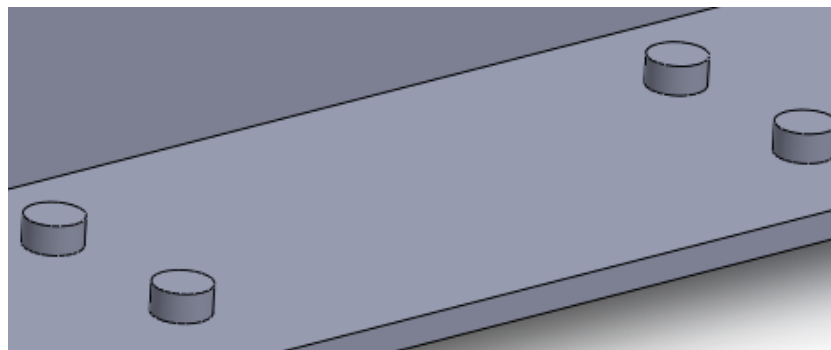


Figura 5.14 – Pormenor do encaixe sem o suporte da calha montado.

O outro tipo de encaixe realiza a ligação da base à parte que efetua a imobilização do ombro (representada a castanho) e a base à parte que suporta os êmbolos para realizar os movimentos de translação do úmero, Figura 5.15 e 5.16.

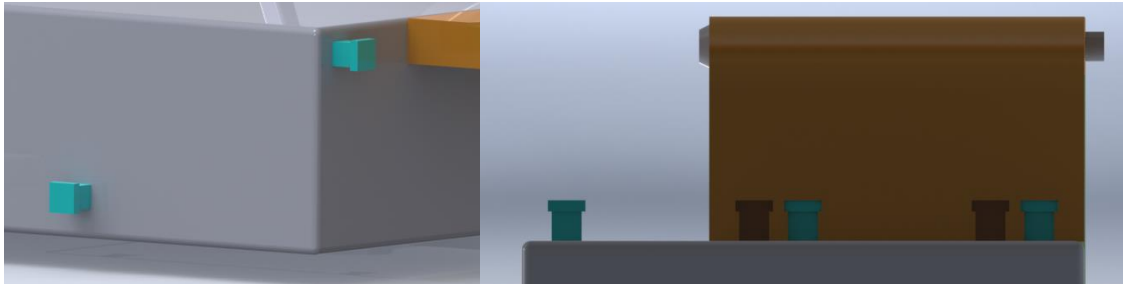


Figura 5.15 – Pormenor do encaixe entre a base e a parte que imobiliza o ombro.

Este encaixe é composto por um pino que está representado em pormenor na Figura 5.15, que se encontra acoplado na base, tanto o componente que faz a imobilização do ombro como o componente onde estão colocados os êmbolos, possuem uma parte sem material com a mesma geometria do pino para efectuar o encaixe. Este encaixe permite a completa colocação e segurança das partes envolvidas podendo efetuar esforços que não há perigo de ocorrer desencaixe entre as peças.

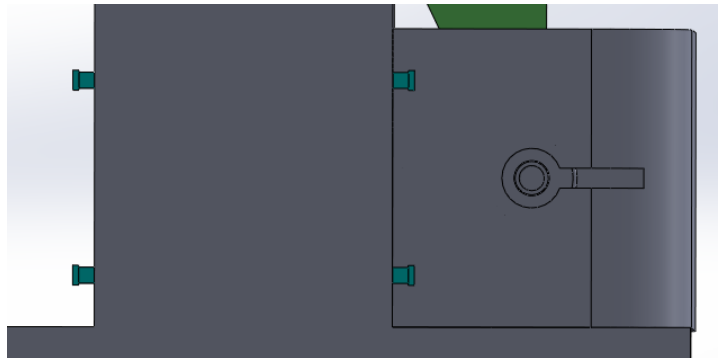


Figura 5.16 – Pormenor do encaixe entre a base e a parte onde estão acoplados os êmbolos que realizam os movimentos de translação na articulação glenoumeral.

Os encaixes que falta referir são dois encaixes que são realizados por pinos. Um dos encaixes efetua a ligação entre as duas partes que imobilizam o ombro, Figura 5.17, e o outro serve para colocar a parte onde o doente amarra o mecanismo com a mão há distância correta, Figura 5.18.

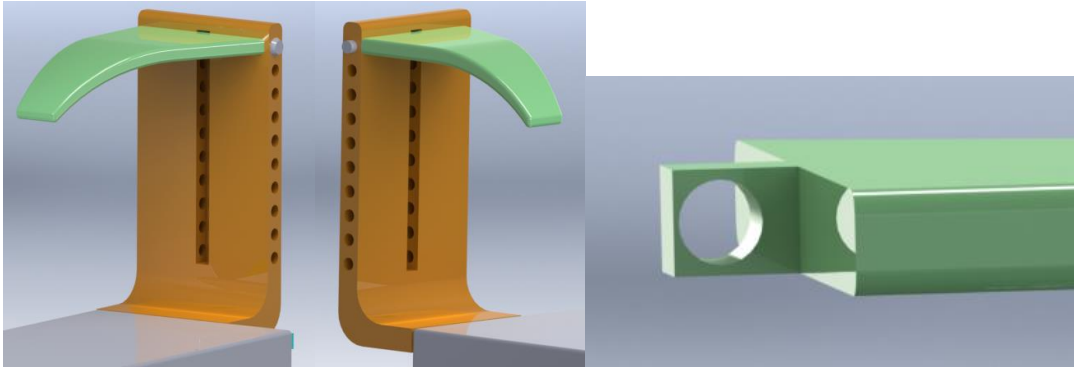


Figura 5.17 – Pormenor do encaixe das duas peças que pertencem à parte imobilizadora do ombro.

Como se pode verificar na Figura 5.17, a parte castanha, possui um rasgo a meio que vai permitir o encaixe da parte imobilizadora do ombro (parte a verde), que pode ser ajustado à altura do paciente, pela colocação de um pino que ira permitir o seu encaixe.

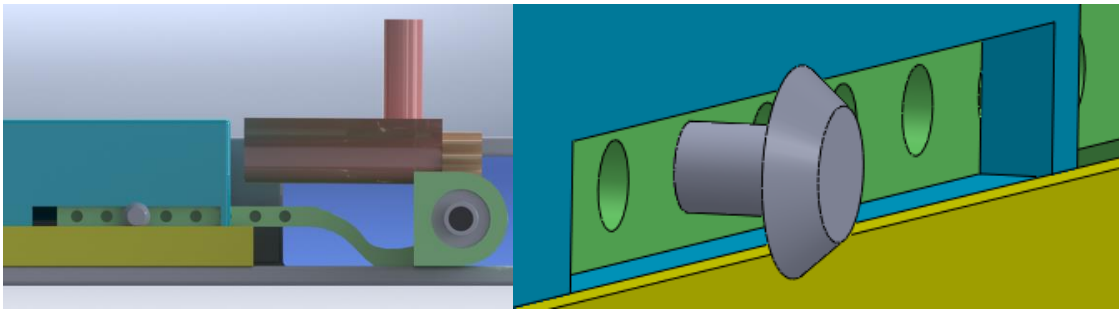


Figura 5.18 – Pormenor do encaixe entre a parte onde o paciente apoia o braço e a parte que possui os êmbolos para proporcionar o movimento de rotação do úmero.

Como se verifica na Figura 5.18 o encaixe realiza-se da mesma maneira que nas duas partes responsáveis pela imobilização do ombro, só que, desta vez, ajusta-se a distância correspondente ao braço do paciente e a ligação efetua-se pelo pino representado no lado direito da Figura 5.18.

Por fim, o último encaixe dá-se ao nível da ligação da roda dentada à parte que o doente agarra com a mão, a qual está representada nas Figuras 5.19 e 5.20. A ligação entre estas duas peças é formada por um “corte em meia-lua” que existe na roda dentada e que funciona como uma espécie de chaveta entre a roda dentada e a parte que o paciente agarra, como se observa na Figura 5.20. Desta forma consegue-se uma fácil ligação entre estas duas peças, em que o encaixe dá-se por aperto até haver contacto entre as meias-luas de cada parte.

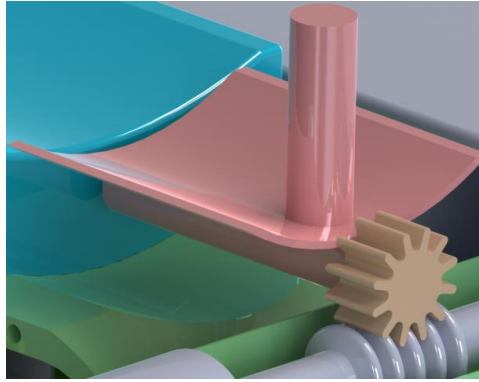


Figura 5.19 – Pormenor da ligação entre a roda dentada e o apoio para a mão onde se encontra o pino.

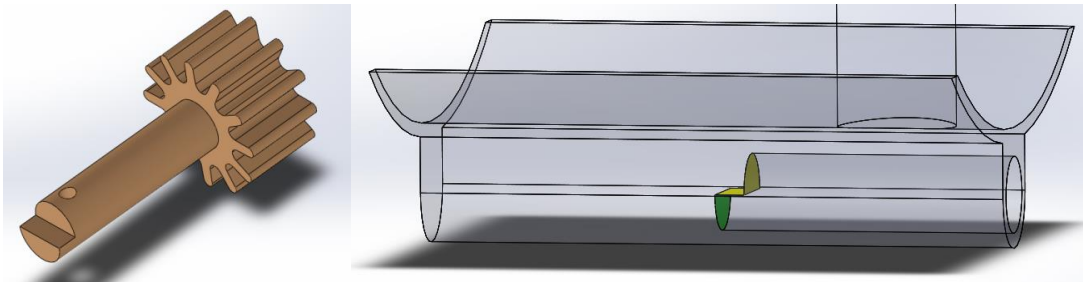


Figura 5.20 – Pormenor do encaixe do tipo de ligação entre a roda dentada e o apoio para a mão onde se encontra o pino.

5.5. Sistemas de transmissão de movimento

Neste subcapítulo serão analisadas as transmissões de movimento, que vão desde os êmbolos, engrenagem do tipo pinhão-cremalheira e à calha.

- Êmbolo:

Como já foi referido anteriormente, os êmbolos utilizados neste projeto são os mesmos usados no PKTD. Isto quer dizer que não é necessário efetuar o dimensionamento do mesmo, mas torna-se relevante fazê-lo.

Os cilindros de simples efeito só realizam trabalho numa direção do curso, e podem ser do tipo haste avançada ou de haste recuada. No de haste avançada o que o cilindro faz é puxar a carga e no de haste recuada é quando ele empurra a carga, como é no presente caso. O consumo de ar neste tipo de cilindros é menor no que dos de duplo efeito, uma vez que o retorno se dá por ação de uma mola ou de uma força externa, nos cilindros utilizados neste projeto o retorno dá-se por ação de uma força externa.

Para efetuar a análise deste tipo de cilindros (cilindros de simples efeito) é necessário saber o diâmetro do êmbolo e a pressão da bomba que irá promover o deslocamento. Por análise da Figura 5.21, pode-se verificar o diâmetro que o cilindro possui, bem como o seu curso e o diâmetro da haste bem como o seu comprimento.

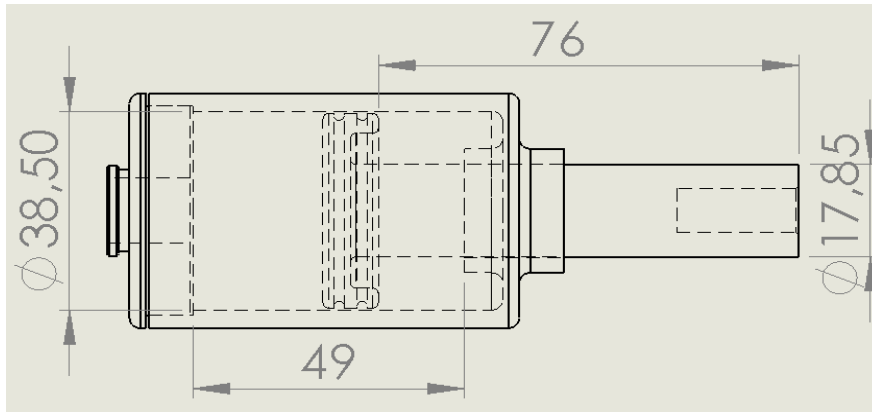


Figura 5.21 - Características geométricas dos cilindros usados.

Interessa apenas definir neste caso a força que o cilindro efetua. A força é obtida pela multiplicação da pressão que fornece o cilindro pela área do mesmo, como se verifica na Equação (1).

$$F = p \times A \quad (1)$$

Em que a área é dada pela Equação (2).

$$A = \pi \times \frac{d^2}{4} \quad (2)$$

As bombas que fornecem o ar aos êmbolos desenvolvem uma pressão máxima de 5 bar. Apesar de a bomba conseguir realizar uma pressão de 20 bar, este valor nunca é atingido visto não ser necessário atingir valores tão elevados. Portanto para a área obtém-se um valor de $A = 0,0012m^2$. Substituindo na Equação (1), obtém-se uma força do êmbolo de 582N.

- Engrenagem pinhão-cremalheira

Esta engrenagem transforma o movimento de translação da cremalheira em movimento de rotação da roda em que cremalheira possui um raio infinito, Figura 5.22.

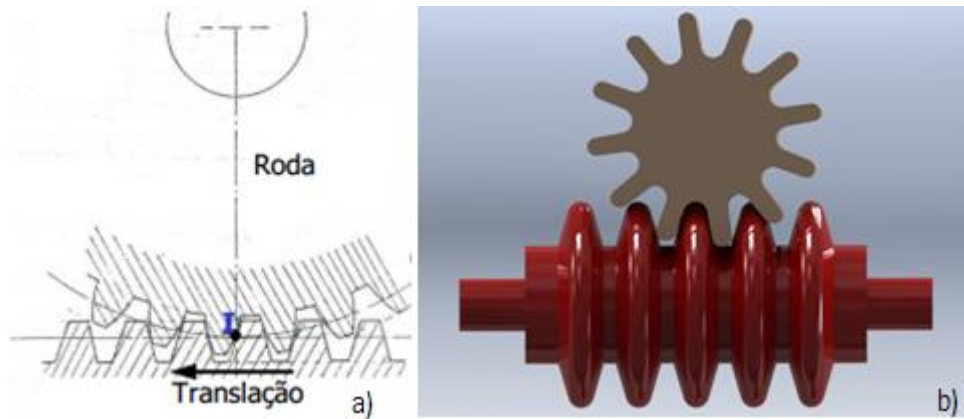


Figura 5.22 - a) Movimento de translação efetuado pela cremalheira que provoca um movimento de rotação na roda dentada [40]; b) Engrenagem pinhão-cremalheira utilizada.

Para efetuar o estudo desta engrenagem, é necessário primeiro definir a cremalheira e o pinhão (roda dentada). Visto o pinhão ser uma roda dentada de dentes retos, a partir da roda dentada fornecida pela empresa *Solidtech*, que se encontra na Figura 5.23, pode-se retirar os valores do número de dentes (z) do diâmetro de coroa (D_a) e do diâmetro de raiz (D_f) podendo dessa forma calcular o módulo e a partir daí poder definir as dimensões características da roda dentada.

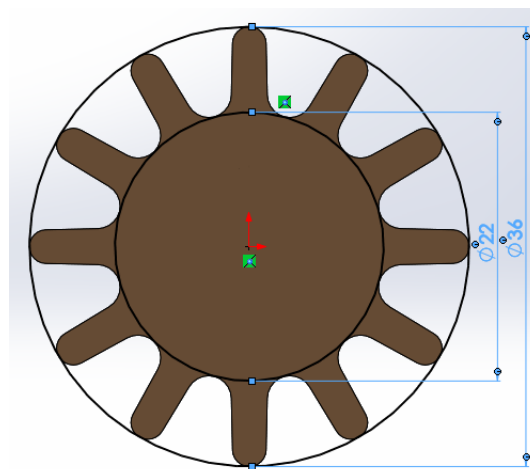


Figura 5.23 - Características geométricas da roda dentada utilizada.

Os valores dos índices D_a e de D_f encontram-se na Figura 5.23, e o número de dentes é 12 como se pode também verificar. Com os dados acima obtidos pode-se retirar o valor do módulo pelas equações do diâmetro de coroa e de raiz, Equação (3) e (5).

$$D_a = d + 2 \times h_a \quad (3)$$

Em que d representa o diâmetro primitivo e é dado pela Equação (4).

$$d = m \times z \quad (4)$$

Em que o m representa o módulo da roda e o h_a representa a saliência do dente e possui o mesmo valor que o módulo. Logo substituindo na Equação (3) pelos valores que se possui e resolvendo em ordem ao m obtém-se um módulo igual a $2,57 \text{ mm}$. Fazendo o mesmo processo mas desta vez para o cálculo do módulo pelo diâmetro de raiz vai-se obter o mesmo valor da equação anterior.

$$D_f = d - 2 \times h_f \quad (5)$$

Em que h_f representa a reentrância do dente e é obtido pela Equação (6).

$$h_f = 1,25 \times m \quad (6)$$

Substituindo na Equação (5) e resolvendo em ordem ao m , ir-se-á obter um valor de módulo igual a $2,32 \text{ mm}$. Pela Tabela 4 pode-se verificar os valores que existem para os módulos normalizados. Pelos valores obtidos escolhe-se um módulo de $2,5 \text{ mm}$.

Tabela 3 - Módulos normalizados existentes [40]

| | | |
|------|-------|--------|
| 1 | 1,125 | (3,25) |
| 1,25 | 1,375 | (3,75) |
| 1,5 | 1,75 | (6,5) |
| 2 | 2,25 | |
| 2,5 | 2,75 | |
| 3 | 3,5 | |
| 4 | 4,5 | |
| 5 | 5,5 | |
| 6 | 7 | |
| 8 | 9 | |
| 10 | 11 | |
| 12 | 14 | |
| 16 | 18 | |
| 20 | | |

Como se pode verificar, com o valor do módulo normalizado não é possível obter os mesmos valores de diâmetro de coroa e de raiz da roda dentada da Figura 5.23. Sendo necessário a criação de uma nova como está representada na Figura 5.24.

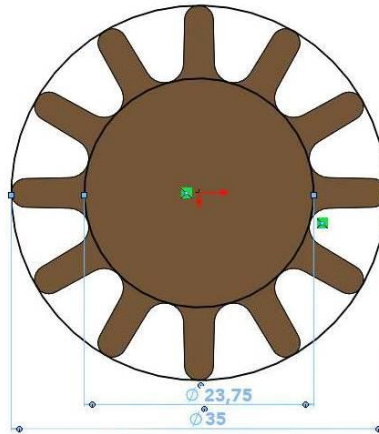


Figura 5.24 - Roda dentada obtida com um módulo de 2,5 mm.

Com a obtenção desta nova roda dentada, passa-se, portanto, para o cálculo dos valores que caracterizam a mesma. Pela Equação (3) e (5) obtém-se um $D_a = 35 \text{ mm}$ e $D_f = 23,75 \text{ mm}$. Também se consegue definir o passo, p , valor esse, que é a distância entre dois pontos homólogos e consecutivos, medidas ao longo da circunferência primitiva.

$$p = \pi \times m = 7,85 \text{ mm} \quad (7)$$

Pode-se também definir o diâmetro primitivo, que é dado pela Equação (8).

$$d = m \times z = 30 \text{ mm} \quad (8)$$

Falta apenas definir a altura do dente que é dado pela soma da saliência com a reentrância em que se encontra na Equação (9).

$$h_t = h_a + h_f = m + 1,25 \times m = 5,63 \text{ mm} \quad (9)$$

A espessura do dente resulta da Equação (10).

$$e = \frac{p}{2} = 3,93 \text{ mm} \quad (10)$$

- Calha

Como foi referido anteriormente a calha será obtida na empresa Lanema, e no Anexo D encontra-se a forma como se efetua a seleção da mesma. O comprimento escolhido (L) foi de 300mm. Isto vai permitir que a calha possua um comprimento máximo de 522mm, que corresponde à adição do valor de curso (S) que como se pode verificar na tabela é de 222mm. Os restantes valores para a seleção encontram-se na tabela abaixo. A seguir à tabela encontra-se uma imagem da calha desenhado no *SolidWorks*, Figura 5.25.

Tabela 4 - Dimensões utilizadas para o desenho da calha seleccionada

| Comprimento (L) | Curso (S) | A | B | C | D | E | Força permitida [N] | Massa [kg] |
|--------------------|--------------|-----|-----|-----|-----|-----|------------------------|---------------|
| 300 | 222 | 240 | 260 | 190 | 240 | 260 | 240 | 0.48 |

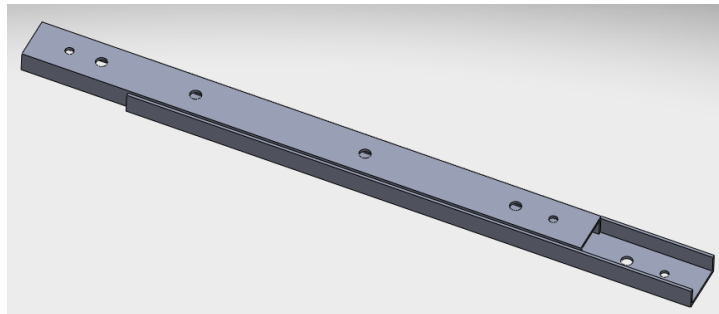


Figura 5.25 - Aspeto da calha utilizada.

6. Técnica de fabrico

A prototipagem rápida apareceu devido ao enorme crescimento de competitividade que se tem verificado nas empresas e ao desenvolvimento da tecnologia na conceção de produtos. Isto obrigou a engenharia, também, a adaptar-se a esta nova forma de trabalho em que a fase de criar um componente se revela muito importante. Para isso, as empresas, que cada vez mais são obrigadas a trabalharem de forma mais eficiente e produtiva, viram-se na obrigação de criar tecnologias capazes de poderem acelerar a fase de projeto de um produto.

Nos últimos anos de década de 80 do século passado, surgiu a primeira forma de prototipagem rápida, que construía modelos tridimensionais a partir de um ficheiro CAD para se obter um protótipo de forma rápida e eficiente. Estas tecnologias servem para auxiliar os engenheiros responsáveis pelos projetos na visualização de um objeto real, podendo ser realizados testes, montagens, identificar anomalias podendo estas ser corrigidas a tempo sem ser necessário custos significativos, e outro tipo de análises aos protótipos, acelerando o desenvolvimento dos produtos finais. Uma desvantagem deste processo tem a ver com o volume do protótipo sendo geralmente limitando pelo equipamento disponível, outra das desvantagens tem a ver com a impossibilidade de fabrico de peças em metal [41].

Desde o seu aparecimento no mercado, a prototipagem rápida tem sofrido enormes avanços tecnológicos, principalmente ao nível de materiais que são usados, ao nível de qualidade de acabamento e de precisão dimensional do protótipo. Já o princípio de funcionamento da prototipagem rápida não sofreu grandes alterações, sendo todas as técnicas constituídas por estas mesmas etapas, em que o primeiro passo é a realização de um modelo CAD da peça que se está a projectar; o segundo é a conversão do arquivo com o modelo para um formato reconhecido pela máquina; de seguida é a divisão do modelo em camadas (cortes transversais realizados ao modelo); o quarto passo é a construção do modelo colocando camada sobre camada e por último temos a limpeza e acabamento do protótipo, como está exemplificado na Figura 6.1.

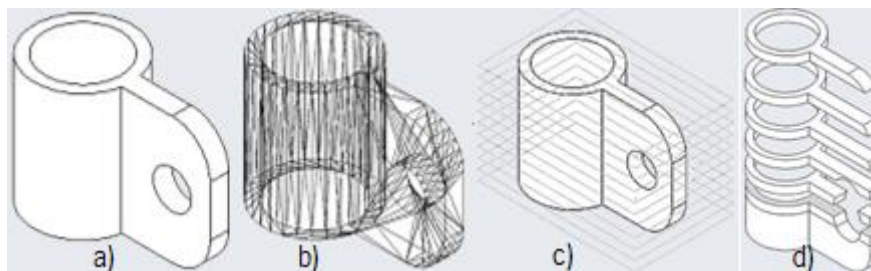


Figura 6.1 - a) Modelo em CAD; b) Modelo em formato STL; c) Modelo seccionado em camadas; d) Adição de sucessivas camadas [42].

A prototipagem rápida apareceu no fim da década de 80, mais concretamente em 1988 pela empresa *3D Systems* e o processo criado foi o de Estereolitografia (SLA, *Stereolithography*), em que consistia produzir protótipos a partir da polimerização de uma resina líquida por um feixe de ultra violetas [41]. Este processo é o que tem relevo para o presente projeto e será aprofundado no subcapítulo seguinte, enquanto que no Anexo E encontram-se outras técnicas de PR e no Anexo F as vantagens e desvantagens da SLA.

6.1. Técnica de fabrico usada

A estereolitografia, como já foi referido anteriormente é a técnica de fabrico que a *Solidtech* utiliza para produzir protótipos. Tal como todos os processos existentes de PR, este também começa com um modelo 3D num ficheiro CAD. O processo ocorre num tanque que possui resina líquida foto curável, usando um feixe laser de ultravioletas, onde existe uma plataforma elevatória que está colocada imediatamente abaixo da superfície da resina líquida, Figura 6.2. Como se pode observar na Figura 6.2 existem também suportes cuja função é fornecer estabilidade ao protótipo enquanto este se encontra a ser construído. Tal como nos outros processos de PR, o operador da máquina insere o ficheiro CAD no sistema, onde aí irá ocorrer a conversão do ficheiro CAD num ficheiro STL. A partir daqui o processo decorre de forma automática, com um sistema que determina as camadas que se irão criar em 2D e direciona nesse sentido o laser que provocará a solidificação da resina com a forma pretendida. De seguida, a plataforma baixa até ficar outra vez com a espessura de resina líquida um bocado maior que a pretendida que irá corresponder à próxima camada a ser criada. Antes dessa criação ocorrer com a incidência do laser na resina, o sistema possuiu uma parte que irá retirar a resina em excesso e formar a camada 2D que se pretende solidificar com o laser, para se produzir um nova camada. O processo continua de forma automática até o protótipo ser

concluído. Quando finalizado, o protótipo é retirado do tanque e sujeito a uma limpeza e a um acabamento para retirar excessos de material.

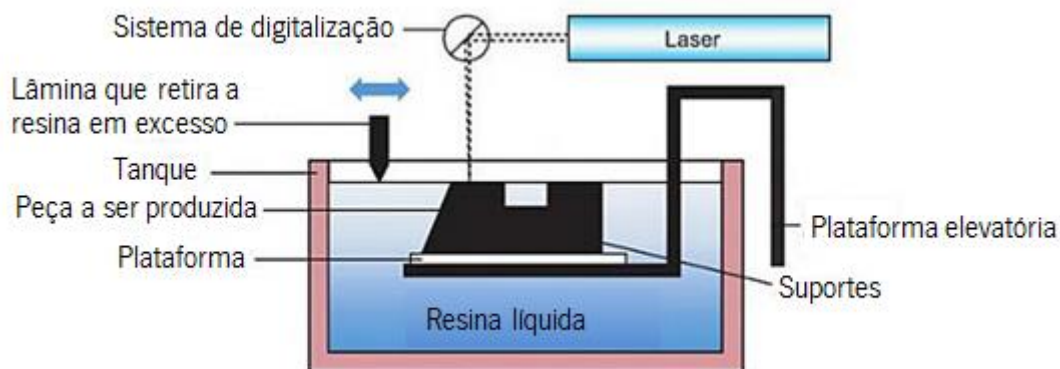


Figura 6.2 - Esquema do processo de SLA [adaptado de [41]].

6.2. Orçamento/custos

Existe um grande número de empresas que fornecem uma grande variedade de tipos de máquinas para os diferentes processos de PR. Os preços oscilam entre os 45.000 e os 800.000 € para as máquinas de maiores dimensões e que conseguem produzir protótipos com um volume maior e desde os 1.000 € para as impressoras 3D pessoais da empresa 3D Systems [45] [46]. Como se consegue verificar, este tipo de tecnologia ainda não é propriamente barata, e esta é uma das razões porque os protótipos produzidos por PR têm um preço tão caro.

Na Figura 6.3, encontra-se um gráfico que faz a comparação entre o custo por protótipo e o volume de produção, entre as tecnologias de PR SLA e entre o fabrico por molde de injeção. Como se pode verificar o custo de produção para as tecnologias de PR é sempre o mesmo, porque apenas dependem do material e custos de manutenção da máquina e não há gastos de ferramentas nem material para produzir moldes como é o caso do fabrico por molde de injeção. Com a análise deste gráfico, também se pode verificar que a PR também começa a ser competitiva em grandes volumes de produção, compensando para protótipos de pequeno tamanho e com um grande grau de complexidade geométrica em relação ao molde de injeção [47].

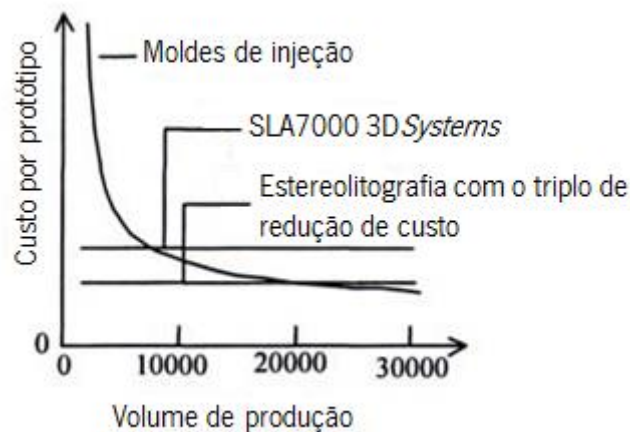


Figura 6.3 - Gráfico que relaciona os custos de produção por protótipo com o volume de produção entre a SLA e o molde de injeção [adaptado de [47]].

O cálculo do orçamento/custo do projeto é das tarefas mais difíceis de realizar num projeto. Os custos de estereolitografia podem ser definidos segundo os seguintes critérios:

- **Altura da peça:** Visto ser um processo que se realiza desde o fundo da peça onde é realizada a primeira camada, até ao cima da peça onde se encontra a última camada, a altura é bastante importante no preço final. Em máquinas de SLA normais, a espessura de cada camada é da ordem dos 0,10 mm, logo quanto maior for a peça maior será o número de camadas que o processo terá que efectuar, logo em comparação a uma peça mais pequena, esta tem que ser mais cara porque é gasto uma maior quantidade de matéria-prima e a execução da peça demora também mais tempo [48].
- **Volume da peça:** Isto tem a ver também diretamente com a quantidade de matéria-prima que é necessária para realizar uma peça neste processo. Quanto maior for a peça, maior será o seu volume, logo maior será o gasto de matéria-prima e, consequentemente, mais cara a peça será [48].
- **Complexidade da peça:** Tem a ver com o tempo que a peça demora a ser produzida, quanto mais complexa for mais tempo demora e também tem a ver com o acabamento, a limpeza e a cura do protótipo, que quanto mais complexa for, o acabamento e a limpeza tem de ser maiores e a cura demora mais tempo, logo resulta numa peça mais cara que uma menos complexa [48].
- **Qualidade superficial do acabamento do protótipo:** Dependendo do tipo de acabamento que se pretende para a peça, o custo da mesma também varia, existindo vários tipos de

acabamentos que vão desde o mais simples que consiste só na limpeza e na remoção dos suportes, até ao revestimento, pintura e limpeza com areia para diminuir ao máximo possível as linhas de construção. Neste caso entra em jogo a componente mão-de-obra que tem de ser qualificada e com experiência para tratar desta parte do processo, em que é mais uma das razões para o preço final ser mais elevado [48].

- Tempo total de fabrico do protótipo: Quanto mais tempo o protótipo estiver a ser produzido mais caro será, isto pode acontecer devido à sua dimensão ou à sua complexidade [48].
- Quantidade de protótipos pretendidos: Quanto maior for o número de peças que se pretende produzir maior serão os custos do projeto [48].

Além destas existem mais algumas que apesar do seu custo não ser tão relevante para o processo, também interessa referir, como, por exemplo, o consumo de energia elétrica, que visto serem máquinas de grande porte, o seu consumo de eletricidade é bastante elevado. O facto de os custos de manutenção deste tipo de equipamentos e o custo das garantias dos mesmos serem muito caras, isto faz com que também o preço dos protótipos aumente. Por fim, é necessário englobar o custo de mão-de-obra, este custo é bastante elevado também, visto a mesma ter de ser qualificada e possuir bastante experiência.

No *website* da empresa *3DSystems*, existe uma opção que permite fazer o *upload* dos desenhos em 3D e colocar o número de peças que se pretende reproduzir, obtendo-se automaticamente o custo do protótipo que se pretende. Isto representa, na prática, o mesmo que se fosse a ser produzido na empresa *Solidtech*, pois eles também solicitam os ficheiros 3D e produzem orçamentos, consoante o volume de cada peça e o número de partes. Na Tabela 6, encontra-se a tabela que a simulação forneceu com os dados que se inseriu as peças pretendidas e a quantidade, obtendo-se o valor de cada peça e o total no fim da figura do preço de fabrico do dispositivo projetado. Nesta tabela não se encontra a base do dispositivo. Em primeiro lugar porque o sistema não aceitava devido a ter as dimensões muito grandes, resolveu-se “cortar” a base ao meio e enviar as duas partes, encontrando-se os valores de fabrico na Tabela 7.

Tabela 5 - Tabela fornecida pelo *website* da empresa 3DSystems com o preço de fabrico do dispositivo.

| Nome da parte | Quantidade | Preço parte [€] | Preço total partes [€] |
|-----------------------------|------------|-----------------|------------------------|
| Apoio_braço | 1 | 361 | 361 |
| Apoio_mão | 1 | 165 | 165 |
| Calha | 1 | 467 | 467 |
| Calha1 | 2 | 66 | 132 |
| Calha2 | 2 | 64 | 128 |
| Embolo_coxa_corpo_grande | 4 | 49 | 196 |
| Embolo_coxa_tampa | 4 | 31 | 124 |
| Ombro | 1 | 210 | 210 |
| Ombro_2 | 2 | 153 | 306 |
| Pino | 1 | 62 | 62 |
| Pino_ombro | 1 | 68 | 68 |
| Roda_dentada | 1 | 79 | 79 |
| Sulco | 1 | 127 | 127 |
| Veio | 1 | 76 | 76 |
| encaixe_conjunto de êmbolos | 1 | 439 | 439 |
| | | | Preço Total [€] |
| | | | 2940 |

Tabela 6 - Tabela fornecida pelo *website* da empresa 3DSystems com o preço de fabrico da base dividida em duas partes.

| Nome da parte | Quantidade | Preço parte [€] | Preço total partes [€] |
|---------------|------------|-----------------|------------------------|
| Base_1 | 1 | 1559 | 1559 |
| Base_2 | 1 | 1594 | 1594 |
| | | | Preço Total [€] |
| | | | 3153 |

Como se pode verificar só o preço de fábrica da base é maior que o preço do resto do dispositivo projetado. Isto é devido a dois fatores, o primeiro é o facto de a base do dispositivo possuir um tamanho grande, cerca de 1 m de comprimento por 0.5 m de largura. O segundo factor é devido, ao seu volume, isto quer dizer que além da peça ser grande, é uma peça completamente sólida, sem partes ocas, isto faz com que o volume de matéria-prima gasto seja enorme, o que faz aumentar o preço para os valores indicados na Tabela 7.

Torna-se relevante comparar estes resultados com os que se pode obter analiticamente. Sabendo quanto custa 1 Kg de resina no estado líquido, pode-se calcular o valor necessário de matéria-prima para construir o dispositivo. De acordo com o *website Resins-Online*, sabe-se que 8 Kg de resina custam aproximadamente 100€ [49]. A partir daqui pode-se retirar os valores totais de massa e de volume do sistema a partir do *SolidWorks*, Figura 6.4.

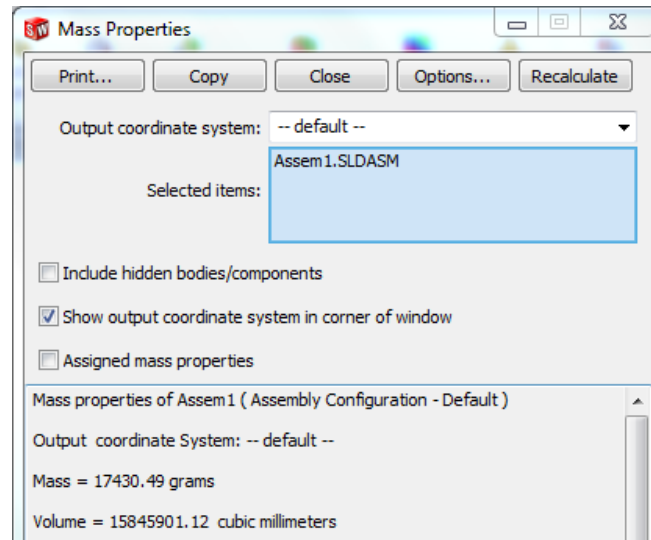


Figura 6.4 - Valores de massa e de volume do dispositivo retirados do *SolidWorks*.

Segundo Grimm e Wohlers [45], os protótipos normalmente gastam cerca de mais 15% de matéria-prima no processo de fabrico, por isso, na massa total do dispositivo tem de se aumentar mais 15% desse valor como se encontra na Equação (11).

$$massa\ total = 17430,49 \times 0,15 = 20045,06g \quad (11)$$

Pode-se calcular também qual o custo de 1 Kg de resina, sabendo que 8 Kg custam 100€, 1 Kg custa 12,5€. Sendo assim, o custo total de matéria-prima é dado pela Equação (12).

$$Custo_{total\ materia-prima} = 20,04506 \times 12,5 = 250,56€ \quad (12)$$

Quanto à eletricidade gasta, as máquinas produzidas pela empresa 3D Systems possuem uma potência de 1200 W e segundo os dados retirados do *website* da mesma empresa o projeto demora entre 5 a 7 dias a estar concluído. Supondo que trabalha durante 24h de forma interrupta durante 7 dias, chega-se a um total de 168h de trabalho. Para efetuar os cálculos de custos relativamente a eletricidade considera-se as seguintes Equações (13) e (14).

$$Consumo_{final\ energia\ eletrica} = P \times horas\ de\ utilização \quad (13)$$

$$= 1200 \times 168 = 201600W.h = 201,6kW.h$$

$$Custo_{Final\ energia\ eletrica} = Consumo \times Preço\ energia \quad (14)$$

$$= 201,6 \times 0,1210 = 24,39€$$

Para finalizar, resta efetuar o cálculo da mão-de-obra qualificada. Assume-se que um técnico trabalhava durante 7 dias na produção deste dispositivo, durante 8h por dia e com ganho de 10€ por hora. O custo total de mão-de-obra é dado pela Equação (15).

$$\begin{aligned} \text{Custo}_{\text{mão-de-obra}} &= \text{Total de horas} \times \text{ganho por hora} & (15) \\ &= 56 \times 10 = 560\text{€} \end{aligned}$$

Quando um doente se encontra a realizar um exame em simultâneo com o dispositivo, de um lado da base está a ser analisado e a base do outro lado possui um falso que necessita de ser tapado para não criar desconforto nem magoar o paciente. A solução encontrada para isso, como já foi referido anteriormente é a utilização de uns colchões. As dimensões que são necessárias para o colchão são no mínimo $1000 \times 500 \times 75 \text{ mm}$. Uma breve pesquisa de mercado sobre preço e tipos de colchoes foi seleccionado o seguinte artigo, Figura 6.5.

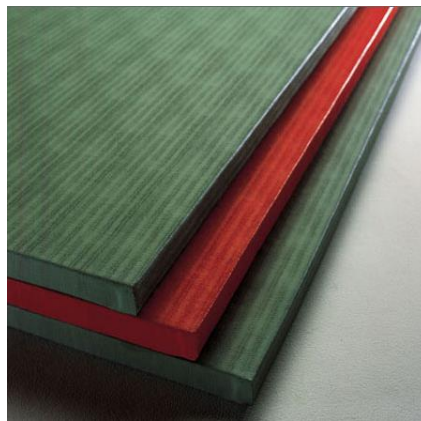


Figura 6.5 - Colchão selecionado para compra [50].

Estes colchões possuem as seguintes dimensões, $1000 \times 1000 \times 40 \text{ mm}$. Visto a altura ser mais pequena do que a que se pretende a solução é adquirir dois colchões e colocar um por cima do outro. Segundo o *website SportsPartner* [40], o preço de cada colchão é de 58,50€ + IVA. Podemos calcular então o custo total de fabrico do mecanismo que se encontra na Equação (16).

$$\text{Custo}_{\text{TOTAL}} = 250,56 + 24,39 + 560 + 2 \times 71,95 = 978,85\text{€} \quad (16)$$

Como se verifica existe uma grande diferença entre os valores obtidos analiticamente e os valores obtidos no *website* da empresa 3DSystems. A diferença tão grande entre estes valores pode ser devido ao custo da matéria-prima. Como já foi referido a *Solidtech* utiliza a matéria-prima que se encontra no Anexo C e sobre a qual foram realizados os cálculos analíticos. Ao

nível das resinas existe uma enorme variedade de resinas a usar para os diversos tipos de PR, em que a resina que a empresa 3DSystems utiliza para fornecer aqueles valores de custo certamente será uma muito mais cara que a que a *Solidtech* utiliza resultando numa diferença tão abrupta a nível de orçamentos. De salientar que a marca de resinas que a *Solidtech* utiliza possui resinas que vão desde os 60€ até aos 350€. Certamente que nos dados obtidos no *website* a escolha da resina não foi realizada pelo autor, visto eles não usarem a mesma marca que utiliza a empresa *Solidtech*, foi realizada de forma automática pelo sistema estando aí provavelmente a razão para a discrepância em termos de custos.

6.3. Validação da solução

Neste subcapítulo irá ser abordado como foi realizada a validação para o dispositivo projetado neste trabalho. Irá ser dividido em três partes sendo elas a validação do conceito, de seguida a validação final do protótipo, e por último a validação do protótipo em que será usado em testes em cadáveres e em pessoas.

6.3.1. Validação do conceito

A validação do conceito, foi realizada numa reunião realizada na empresa *Espmen*, que contou com a presença dos orientadores deste projeto, Prof. Filipe Samuel e Prof. Paulo Flores, juntamente com a presença dos meus colegas Eng. Ana Leal e Filipe Oliveira e com a presença do Prof. Dr. Espregueira Mendes.

Nesta reunião foi apresentado o modelo 3D do dispositivo que se encontra descrito neste relatório, em formato multimédia, com a realização de um vídeo em que se podia ver o mecanismo, os movimentos que conseguia efetuar, se as especificações tinham sido seguidas ou não, e para se ter uma melhor visualização a nível de atravancamento e de tamanho real, foi também mostrado o dispositivo inserido numa RM juntamente com o paciente e a efectuar movimentos. Desta forma, teve-se uma melhor ideia de como será na realidade o dispositivo, de que tamanho irá ocupar dentro de uma RM e como interagirá com o doente. De salientar que o dispositivo conseguiu uma reação positiva por parte dos presentes na reunião, em que o Prof. Dr. Espregueira Mendes ficou satisfeito e deu a entender que é capaz de ser possível realizar e funcionar.

6.3.2. Validação final do protótipo

Esta validação ainda não foi realizada, visto não existir ainda um protótipo físico. Irá com certeza fazer parte dos desenvolvimentos futuros do projeto e resultará na próxima fase do mesmo. Juntamente com a empresa *Solidtech* produzir um protótipo físico pela técnica de fabrico descrita nos subcapítulos anteriores, onde serão realizados testes no mesmo, a nível de rigidez, de suporte de esforços, se as cargas conseguem ser realizadas da forma pretendida, se é confortável para o ser humano, se consegue produzir os movimentos pretendidos e se consegue conjugar o diagnóstico físico com o diagnóstico imagiológico. Nesta fase apenas será produzido um protótipo, e não produção em série, porque o que se pretende é se está tudo bem a nível dimensional e a nível de movimentos, para se houver necessidade de realizar alterações ao mesmo elas serem feitas sem haver um grande prejuízo de tempo e dinheiro.

6.3.3. Validação em testes realizados a seres humanos

Este é o último passo ao nível da validação do dispositivo. Será submetido primeiro a testes em cadáveres para se verificar se consegue efetuar os movimentos pretendidos sem correr o risco de lesionar as pessoas. De seguida se tudo estiver conforme o previsto, começará a realizar exames em pessoas que se encontram com problemas de instabilidade no ombro, juntamente com a RM, para dessa forma se conseguir provar que o dispositivo funciona, é útil e uma grande inovação nesta área.

7. Conclusões e trabalhos futuros

Com o objetivo de criar um dispositivo de apoio ao diagnóstico de lesões no ombro que pudesse ser inserido dentro de um RM juntamente com o paciente, com a intenção de se conseguir aliar o diagnóstico imagiológico ao diagnóstico físico, o projeto foi terminado de forma satisfatória. Com um modelo 3D finalizado, pronto para poder ser criado um primeiro protótipo para de seguida começar a realizar testes clínicos.

Apenas foi realizado o projeto concetual para o sistema, em que foram estudadas todas as patologias existentes na cintura escapular, dando-se uma maior importância às questões de instabilidade. Com isto, e com a informação de como se realizam os testes de diagnóstico nesta região do corpo, foi criado um dispositivo que seja funcional, fácil de utilizar, confortável para o paciente, que seja ajustável consoante o tamanho específico de cada doente e que realize de forma segura todos os movimentos pretendidos.

Foi dado também um relevo importante à biomecânica desta região do corpo, de forma a saber que graus e movimentos as articulações realizam para poder serem considerados na criação de um mecanismo.

Quanto ao dispositivo em si, passou por uma grande quantidade de alterações desde a ideia inicial até à sua forma final. No primeiro esboço só se consideraram dois movimentos para realizar no ombro, enquanto que neste final consegue-se realizar todos os movimentos pretendidos tanto ao ombro esquerdo como ao ombro direito, alterando para isso, apenas as peças de lado. Os encaixes e os êmbolos são de fácil acesso e de fácil utilização. De salientar que tanto os êmbolos como a engrenagem pinhão-cremalheira encontram-se dimensionados nestes relatório, juntamente com a calha a partir de dados retirados da empresa Lanema.

Por fim, fazer apenas uma breve referência à técnica de fabrico que será usada para criar um primeiro dispositivo físico (protótipo) que será por estereolitografia, que é um processo de PR. Os custos deste projeto também foram calculados obtendo-se uma discrepância entre os valores obtidos analiticamente e os valores obtidos pelo *website* da empresa 3DSystems. Acredita-se que esta diferença grande entre os dois orçamentos, é devida principalmente ao tipo de matéria-prima que a *Solidtech* utiliza em comparação à que a 3DSystems utiliza.

Ao nível de trabalhos futuros, muita coisa pode ser realizada para melhorar e terminar este projeto. Começando pela realização do projeto mas, desta vez, mais concentrado no dimensionamento do mesmo, com a análise de todos os esforços e forças envolvidas no dispositivo, análises de fadiga aos componentes e estudo de possíveis novas soluções para efectuar a translação de movimentos.

O passo natural seguinte será a construção de um primeiro protótipo, com o objetivo de se conseguir testar se realmente ele funciona e extrair os resultados dos pacientes que realmente se pretende. Nesta fase, é apenas a nível geométrico, verificar se o doente se sente à vontade na interação com o dispositivo, se este realmente funciona e “ataca” os pontos fulcrais da instabilidade de ombro de forma correta e precisa e verificar também o espaço que existe na RM com o dispositivo e o paciente juntos, a ver se pode ser melhor aproveitado ou não.

De seguida, realizados os testes anteriores e realizadas as alterações que forem necessárias, procede-se, se necessário, à construção de um novo protótipo já com novas alterações, para poder realizar um primeiro teste em cadáveres e, de seguida, em pacientes, e verificar se os resultados obtidos, juntamente com a RM, são os esperados.

Depois, numa fase mais avançada, pensar em, por exemplo, alterar o sistema de controlo dos êmbolos, alterar as bombas manuais, por umas automáticas, e acrescentar um módulo que permita fazer testes de diagnóstico diferentes em TAC e RM de campo aberto, que não são possíveis neste caso devido ao atravancamento das RM que a clínica possui.

Referências

- [1] “Infarmed,” [Online]. Available: http://www.infarmed.pt/portal/page/portal/INFARMED/PUBLICO_OLD/O_QUE_SAO_DISPOSITIVOS_MEDICOS. [Acedido em Outubro 2012].
- [2] “Porto Knee Testing Device,” [Online]. Available: <http://www.portotestingdevice.com/?n=homepage>. [Acedido em Outubro 2012].
- [3] “Porto Knee Testing Device,” [Online]. Available: <http://www.portotestingdevice.com/?p=2&n=pktd>. [Acedido em Outubro 2012].
- [4] “ZygoteBody,” [Online]. Available: <http://www.zygotebody.com>. [Acedido em Outubro 2012].
- [5] V. d. Freitas, *Anatomia: Conceitos e Fundamentos*, Porto Alegre: Artmed, 2008.
- [6] M. Lima, *Apostamentos de Teoria de Projeto Mecânico*.
- [7] “ISP Design,” [Online]. Available: http://isptechnology.wikispaces.com/file/view/MHB_5-Anthropometric+data.pdf. [Acedido em Dezembro 2012].
- [8] “CentralX Atlas,” [Online]. Available: <http://atlas.centralx.com.br/p/imagem/sistema-musculosqueletico/esqueleto/osso-e-ossos/ossos-da-extremidade-superior/>. [Acedido em Outubro 2012].
- [9] F. H. Netter, *Atlas de Anatomia Humana*, Porto Alegre: Artmed, 2000.
- [10] J. Sobotta, *Atlas de Anatomia Humana*, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
- [11] “CentralX Atlas,” [Online]. Available: <http://atlas.centralx.com.br/p/imagem/umero>. [Acedido em Outubro 2012].
- [12] “Faculdade de Medicina Universidade de São Paulo,” [Online]. Available: <http://www.fm.usp.br/fofite/fisio/pessoal/isabel/biomecanicaonline/articulacoes/ombro/fig2.gif>. [Acedido em Outubro 2012].
- [13] R. F. Kirsch, A. M. Acosta, F. C. v. d. Helm, R. J. Rotteveel e L. A. Cash, “Model-based development of neuroprostheses for restoring,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 38, p. 619–626, 2001.
- [14] “Arizona Orthopedic Surgical Specialists,” [Online]. Available: <http://www.arizonaorthopedicsurgeons.com/wp-content/uploads/2011/03/AC-Joint-1.jpg>.

- [Acedido em Novembro 2012].
- [15] "Shoulderdoc," [Online]. Available: <http://www.shoulderdoc.co.uk/article.asp?section=911>. [Acedido em Novembro 2012].
- [16] P. A. Rego, "Anatomia da Cintura Escapular," em *O Ombro*, Lisboa, Lidel, 2009, pp. 1-16.
- [17] "Wikipedia," [Online]. Available: <http://pt.wikipedia.org/wiki/Ficheiro:Gray411.png>. [Acedido em Outubro 2012].
- [18] "Ebah," [Online]. Available: <http://www.ebah.com.br/content/ABAAAAswoAL/grupos-musculares-membros-superiores>. [Acedido em Outubro 2012].
- [19] "Gabinete de Terapias Manuais e Medicina Integrada," [Online]. Available: http://www.terapiasmanuais.net/pdf/musculos_torax_c_escapular.pdf. [Acedido em Outubro 2012].
- [20] J. Hay, *The Biomechanics of Sports Techniques*, NJ: Prentice-Hall Inc, 1978.
- [21] "School and Graduate Institute of Physical Therapy College of Medicine National Taiwan University," [Online]. Available: <http://www.pt.ntu.edu.tw/hmchai/Kinesiology/KINupper/Shoulder.htm#Stability>. [Acedido em Dezembro 2012].
- [22] "FisioWeb," [Online]. Available: <http://www.fisioweb.com.br/portal/artigos/categorias/39-artbiomecanica/692biomecanica-da-articulacao-do-ombro.html>. [Acedido em Dezembro 2012].
- [23] P. Randelli e E. Taverna, "Primary anterior shoulder dislocation in young athletes: fix them!," *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 17, pp. 1404-1405, 2009.
- [24] "Saga," [Online]. Available: <http://www.saga.co.uk/health/body/frozen-shoulder-symptoms-and-treatment.aspx>. [Acedido em Janeiro 2013].
- [25] "Dr. Rui Claro. Médico Especialista Ortopedia e Traumatologia," [Online]. Available: http://www.ruiclaro.com/?page_id=99. [Acedido em Janeiro 2013].
- [26] "Clínica do joelho e ombro. Prof. Gutierrez," [Online]. Available: <http://www.clinicajoelhoombro.com/PT/ombro/patologia-da-coifa/>. [Acedido em Janeiro 2013].
- [27] "Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia," [Online]. Available: <http://www.spot.pt/conteudo/PatologiadacoifadosRotadores.pdf>. [Acedido em Janeiro 2013].

-
- [28] “Dr. Marcelo Boulos,” [Online]. Available: <http://www.ortopediaombro.com.br/doenca/?0,0,7,00-ARTROSE+GLENOUMERAL+%28ARTROSE+DO+OMBRO%29.HTML>. [Acedido em Janeiro 2013].
- [29] “Movité Clínica,” [Online]. Available: http://movite.com.br/uploads/artigos/3_21052013135557.pdf. [Acedido em Janeiro 2013].
- [30] “Osteopata Bruno Moreira Campos,” [Online]. Available: <http://osteopatia-aartedotoque.blogspot.pt/2008/02/trata-se-de-um-processo-localizado.html>. [Acedido em Janeiro 2013].
- [31] “Dr. Mauro Gracitelli. Ortopedia, cirurgia do ombro e cotovelo,” [Online]. Available: <http://maurogracitelli.com/blog/capsulite>. [Acedido em Janeiro 2013].
- [32] “Hospital CUF - Descobertas,” [Online]. Available: http://www.hospitalcufdescobertas.pt/Content/Servicos+e+Especialidades%5CCentros%5CSintomas,+Doencas+e+Tratamentos/HCD_laixacao+articulacao+acromio+cavicular. [Acedido em Janeiro 2013].
- [33] N. Moura, A. Cartucho e M. Sarmiento, “Tratamento da Luxação Acrómio-Clavicular de Grau III – Controvérsias,” *Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto*, vol. 6, pp. 30-35.
- [34] “Dr. Bruno B. Gobbato - Ortopedia e Traumatologia - Ombro e Cotovelo,” [Online]. Available: <http://www.ombroecotovelo.net/ombro-impacto.html>. [Acedido em Janeiro 2013].
- [35] D. Weishaupt, V. D. Kochli e B. Marincek, *How Does MRI Work?: An Introduction to the Physics and Function of Magnetic Resonance Imaging*, Springer, 2003.
- [36] “The MRI Centers of New England,” [Online]. Available: http://www.mricenter.com/physicians/mri_clinical.htm. [Acedido em Fevereiro 2013].
- [37] “Wikipedia,” [Online]. Available: http://pt.wikipedia.org/wiki/Tomografia_computadorizada. [Acedido em Fevereiro 2013].
- [38] “GruposImagem,” [Online]. Available: http://www.gruposimagem.com.br/anterior/album_ombro_osso_tc/index2.html. [Acedido em Fevereiro 2013].
- [39] “GE Healthcare,” [Online]. Available: <http://www3.gehealthcare.com/en/Support/~ /media/Downloads/us/Support/SitePlanning/MR/GEHCSitePlanningFinalDrawingSignaHde15TTypeBCoolingColdHeadCompressorInsid>
-

- ePDF.pdf. [Acedido em Fevereiro 2013].
- [40] J. R. Gomes, Apontamentos de Órgãos de Máquinas II.
- [41] C. K. Chua, K. F. Leong e C. S. Lim, Rapid Prototyping: Principles and Applications, World Scientific, 2010.
- [42] "Cimject," [Online]. Available: http://www.cimject.ufsc.br/knowledge/01_knowledge_RP.htm. [Acedido em Junho 2013].
- [43] G. A. Teitelbaum, Proposed Build Guidelines for Use in Fused Deposition Modeling to Reduce Build Time and Material Volume, ProQuest, 2009.
- [44] A. K. Kamrani e E. A. Nasr, Engineering Design and Rapid Prototyping, Springer, 2010.
- [45] "T. A. Grimm and Associates Inc.," [Online]. Available: <http://tagrimm.com/publications/perspectives-mar2002.html>. [Acedido em Junho 2013].
- [46] "3DSystems," [Online]. Available: <http://www.3dsystems.com/3d-printers/personal/buy-now>. [Acedido em Junho 2013].
- [47] W. M. Patri K. Venuvinod, Rapid Prototyping: Laser-Based and Other Technologies, Springer, 2004.
- [48] "Protocam," [Online]. Available: <http://www.protocam.com/blog/2008/09/cost-of-stereolithography-prototypes.html>. [Acedido em Junho 2013].
- [49] "ResinsOnline," [Online]. Available: <http://www.resins-online.com/ecommerce/product/synthene-vacuum-casting-polyurethane-resin-pr403-8-kg-kit.aspx>. [Acedido em Junho 2013].
- [50] "SportsPartner," [Online]. Available: <http://www.sportspartner.pt/?c=43&p=792>. [Acedido em Junho 2013].

Anexo A – Dados de antropometria

5 Anthropometric data

Selwyn Goldsmith

Selwyn Goldsmith is the author of Designing for the disabled

CI/SfB (E2d)

CI/SfB (1976 revised) (U41)

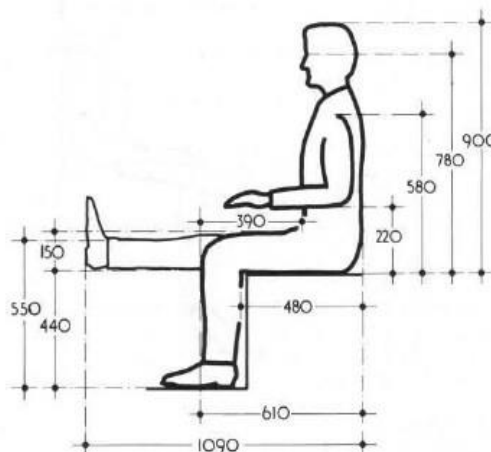
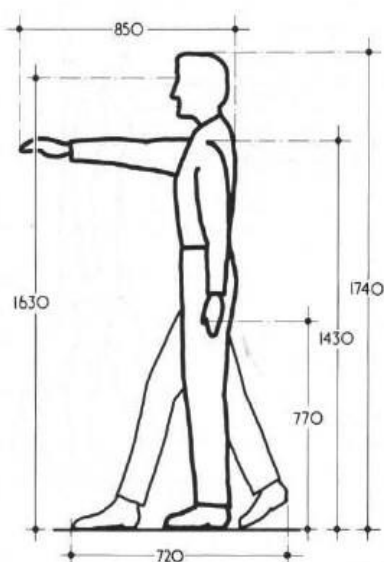
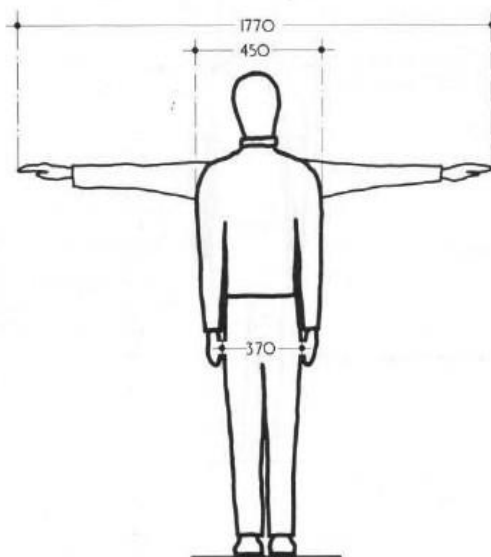
Contents

- 1 Principles of anthropometrics
- 2 Application of anthropometric data
- 3 Body clearances and maintenance access
- 4 References

1 PRINCIPLES OF ANTHROPOMETRICS

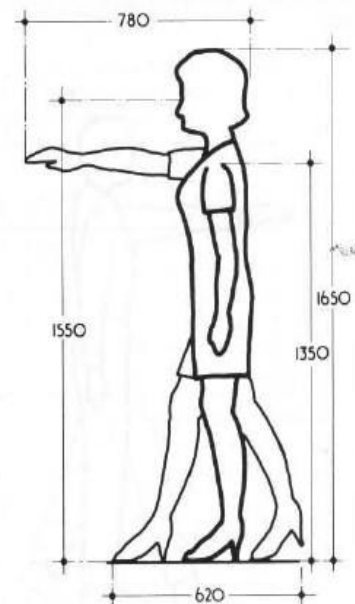
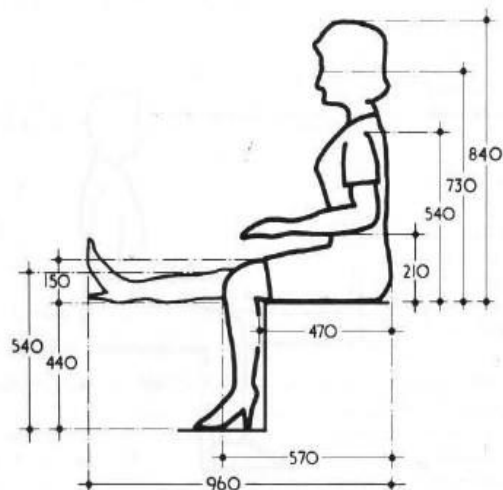
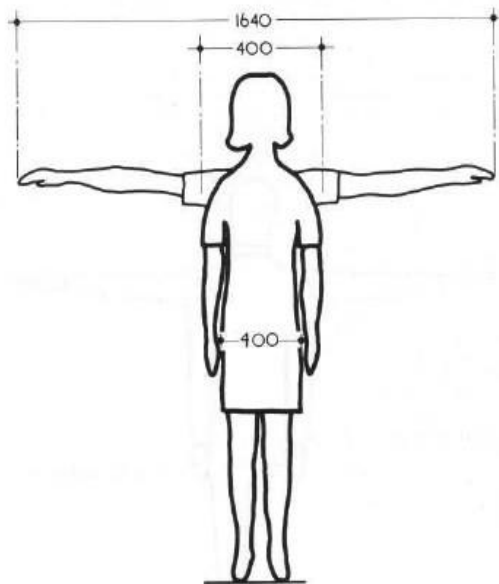
The body and reach characteristics of people have a direct influence on design. Average (mean) dimensions of some of the more important of these characteristics for men and women are shown in 5.1 and 5.2.

Although in certain situations it is appropriate to use the average as a criterion it must be emphasised that averages should be treated with caution. Where account is taken of average dimensions only, the likelihood is that in any specific circumstance only about half of the population under consideration will be satisfied. To ensure that the broad range of the population is accommodated account must be taken of people whose dimensional characteristics deviate from the mean. In tables I and II and in 5.3, 5.4 and 5.5 values for each characteristic are given for the 5th percentile, ie the position at or below which measures for 5 per cent of the total population are found, and for the 95th percentile, the position at or below which measures for 95 per cent are found. It is not always economic or practicable to cover 100 per cent of the population by catering for people at the extremes, and attempts to do so can compromise the convenience of solutions for the broad range of normal people. It may not for example be possible to obtain a solution to a specific design problem which is equally efficient for a typical ambulant person and a person in a wheelchair.



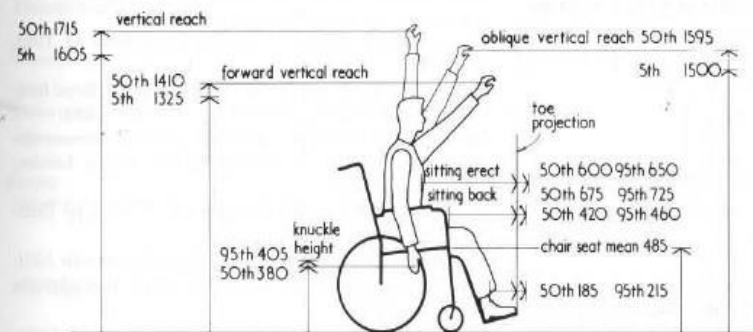
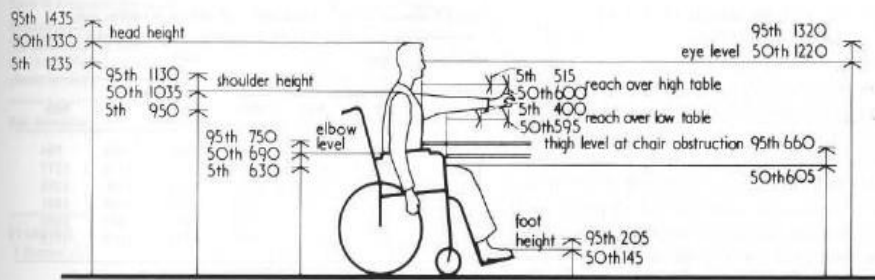
5.1 Mean average (50th percentile) dimensions of adult British males

24 Anthropometric data

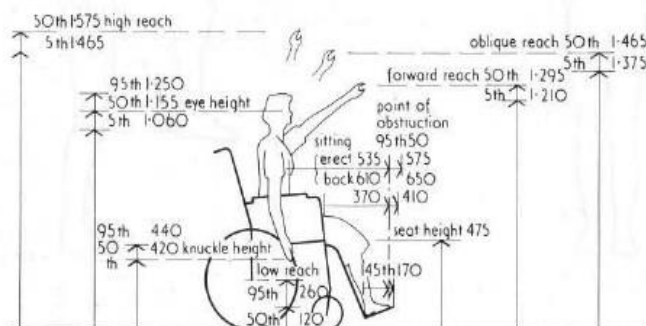
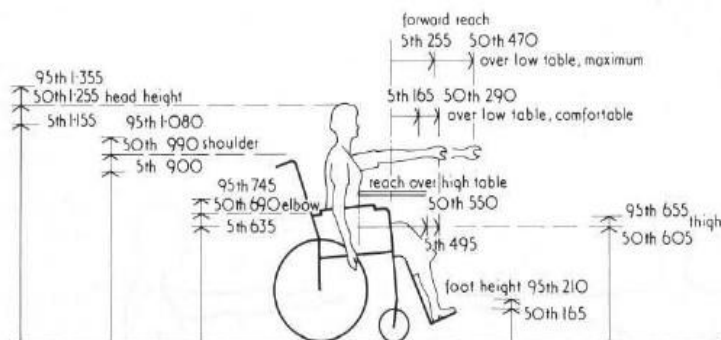


5.2 Mean average (50th percentile) dimensions of adult British females

Anthropometric data 25



5.3 Dimensions of different percentiles of adult male wheelchair users. These dimensions and those in 5.4 relate to people who use standard wheelchairs and who have no major impairment of upper limbs



5.4 Dimensions of adult female wheelchair users

26 Anthropometric data

2 APPLICATION OF ANTHROPOMETRIC DATA

As an example, it can be observed from the data in table II that 95 per cent of men are taller than 1628 mm. When data are applied to design problems it is usually found that there is a limiting factor in one direction only, eg if the problem relates to obstructions at head height the measures of short people are not significant. In applying data from table II the architect should inquire in which direction the dimension is critical. It is not the case that whenever the value for the 95th percentile is observed 95 per cent of the population will be accommodated; if the critical dimension is in the opposite direction only 5 per cent will be accommodated, and the correct course is to apply the 5th percentile instead.

3 BODY CLEARANCES AND MAINTENANCE ACCESS

Typical allowances for body clearances are given in 5.6 to 5.11. Space requirements for maintenance are given in 5.12 to 5.19. Minimum entries for one man are as follows:
 330 mm to 450 mm: difficult
 450 mm to 610 mm: fair
 610 mm to 920 mm: good
 (See also section 6: Internal circulation.)

4 REFERENCES

References, including sources of anthropometric data reproduced here, are listed below. For original sources of data used in table II reference should be made to AJ information sheet 1185. Any apparent inconsistencies between dimensions in

Table I Estimated heights, in millimetres, of children at various ages

| Age | Boys | | | Girls | | |
|-----|--------------------|------|------|--------------------|------|------|
| | Percentiles 5th | 50th | 95th | Percentiles 5th | 50th | 95th |
| 3 | 879 | 942 | 1005 | 876 | 930 | 984 |
| 6 | 1068 | 1143 | 1218 | 1059 | 1138 | 1217 |
| 9 | 1215 | 1311 | 1407 | 1204 | 1300 | 1396 |
| 12 | 1345 | 1458 | 1571 | 1355 | 1468 | 1581 |
| 15 | 1504 | 1633 | 1762 | 1507 | 1603 | 1699 |
| 18 | 1651 | 1755 | 1859 | 1534 | 1626 | 1718 |

table II, such as distances between eyes and top of head for standing and seated people, are because data were drawn from several studies.

AJ information sheet 1185 Anthropometric data and their application, AJ, 1963, February 13

AJ information sheet 1194 Internal circulation, AJ, 1963, March 20

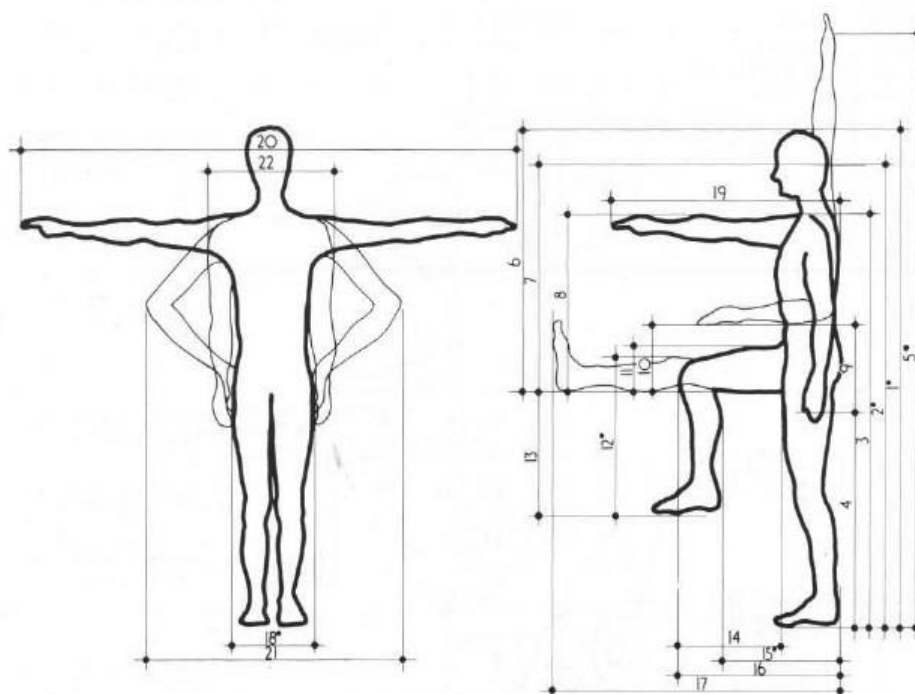
S. Goldsmith *Designing for the disabled*, London, Royal Institute of British Architects, 1977 (3rd revised edn) £20

BS 4467:1969. Anthropometric and ergonomic recommendations for dimensions in designing for the elderly, London, 1969, The Institution

S. Goldsmith, Wheelchair housing, AJ, 25-6-75, pp 1320-1348.

N. Diffrient, A. R. Tilley, J. C. Batdagjy, *Humanscale 1/2/3, pictorial selectors with guidance*, Cambridge, Massachusetts, MIT Press, 1974.

Henry Dreyfuss *The measure of man: human factors in design*, Whitney, 1967.



5.5 Key dimensions listed in table II. To assist interpretation these figures are shown unclothed, though allowances have been made in table II for the wearing of clothes and shoes. Dimension references marked ● are most commonly used.

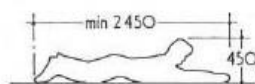
Table II Estimated dimensions, in millimetres, of body and reach characteristics of the British population

Because in nearly all situations to which the architect applies anthropometric data users will be clothed, the data in this table includes allowances for clothing and shoes. The allowances for footwear are 28 mm for men, 40 mm for women and 31 mm for elderly women. The allowances for clothing, affecting most of the dimensions from item 6 on, range according to circumstance from 3 mm to 20 mm. In situations where clothes are not worn, eg bathrooms and shower rooms, appropriate deductions should be made.

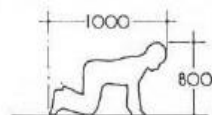
| Key dimension | MEN aged 18 to 40 | | | WOMEN aged 18 to 40 | | | ELDERLY women aged 60 to 90 | | | Examples of applications to design problems |
|-------------------------------------------------|----------------------|------|------|------------------------|------|------|--------------------------------|------|------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| | Percentiles 5th | 50th | 95th | Percentiles 5th | 50th | 95th | Percentiles 5th | 50th | 95th | |
| STANDING | | | | | | | | | | |
| 1 Stature | 1628 | 1737 | 1846 | 1518 | 1647 | 1742 | 1454 | 1558 | 1662 | 95th: Minimum floor to roof clearance; allow for headgear, say 100 mm, in appropriate situations. |
| 2 Eye height | 1524 | 1633 | 1742 | 1427 | 1546 | 1643 | 1338 | 1441 | 1544 | 50th: Height of visual devices, transoms, notices, etc. |
| 3 Shoulder height | 1328 | 1428 | 1528 | 1254 | 1353 | 1440 | 1195 | 1288 | 1375 | 5th: Height for maximum forward reach. |
| 4 Hand (knuckle) height | 703 | 770 | 837 | 703 | 741 | 787 | 653 | 732 | 800 | 95th: Maximum height of grasp points for lifting. |
| 5 Reach upwards | 1972 | 2118 | 2264 | 1821 | 1970 | 2097 | 1710 | 1852 | 1994 | 5th: Maximum height of controls: subtract 40 mm to allow for full grasp. |
| SITTING | | | | | | | | | | |
| 6 Height above seat level | 841 | 900 | 959 | 770 | 839 | 882 | 739 | 798 | 857 | 95th: Minimum seat to roof clearance; allow for headgear (men 75 mm, women 100 mm) in appropriate situations. |
| 7 Eye height above seat level | 726 | 785 | 844 | 681 | 735 | 765 | 621 | 684 | 740 | 50th: Height of visual devices above seat level. |
| 8 Shoulder height above seat level | 537 | 587 | 637 | 494 | 544 | 580 | 470 | 529 | 579 | 5th: Height above seat level for maximum forward reach. |
| 9 Forearm length | 307 | 328 | 343 | 277 | 305 | 325 | — | — | — | 50th: Easy reach forward at table height. |
| 10 Elbow above seat level | 178 | 224 | 270 | 190 | 211 | 218 | 143 | 193 | 243 | 50th: Height above seat of armrests or desk tops. |
| 11 Thigh clearance | 124 | 149 | 174 | 121 | 146 | 171 | 93 | 131 | 169 | 95th: Space under tables. |
| 12 Top of knees, height above floor | 506 | 552 | 598 | 502 | 535 | 571 | 460 | 510 | 545 | 95th: Clearance under tables above floor or footrest. |
| 13 Underside thigh, height above floor | 402 | 435 | 468 | 401 | 436 | 459 | 366 | 404 | 442 | 50th: Height of seat above floor or footrest. |
| 14 Front of abdomen to front of knees, distance | 336 | 386 | 436 | — | — | — | — | — | — | 95th: Minimum forward clearance at thigh level from front of body or from obstruction, eg desk top. |
| 15 Rear of buttocks to back of calf, distance | 436 | 478 | 520 | 430 | 465 | 498 | 424 | 470 | 516 | 5th: Length of seat surface from backrest to front edge. |
| 16 Rear of buttocks to front of knees, distance | 568 | 614 | 660 | 526 | 572 | 608 | 520 | 579 | 638 | 95th: Minimum forward clearance from seat back at height for highest seating posture. |
| 17 Extended leg length | 998 | 1090 | 1182 | 890 | 964 | 1025 | 890 | 967 | 1025 | 5th (less than): Maximum distance of foot controls, footrest etc from seat back. |
| 18 Seat width | 328 | 366 | 404 | 360 | 405 | 441 | 321 | 388 | 455 | 95th: Width of seats, minimum distance between armrests. |
| SITTING AND STANDING | | | | | | | | | | |
| 19 Forward reach | 773 | 848 | 923 | 714 | 782 | 833 | 665 | 736 | 807 | 5th: Maximum comfortable forward reach at shoulder level. |
| 20 Sideways reach | 1634 | 1768 | 1902 | 1516 | 1643 | 1760 | — | — | — | 5th: Limits of lateral finger tip reach; subtract 130 mm to allow for full grasp. |
| 21 Width over elbows akimbo | 881 | 955 | 1041 | 820 | 881 | 952 | — | — | — | 95th: Lateral clearance in work space. |
| 22 Shoulder width | 420 | 462 | 504 | 376 | 405 | 428 | 381 | 431 | 481 | 95th: Minimum lateral clearance in work space above waist. |

NOTE: Dashes indicate that no data were given in the sources used, or that data were unreliable. Figures printed in bold type are the most commonly used dimensions (see also 5.4)

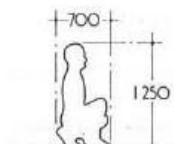
28 Anthropometric data



5.6 Body clearance: prone



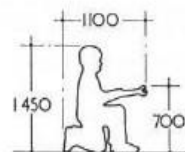
5.7 Body clearance: crawl



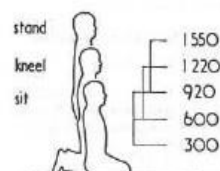
5.8 Body clearance: squat



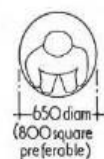
5.9 Body clearance: stoop



5.10 Body clearance: kneel



5.11 Body clearance: maintenance reach levels



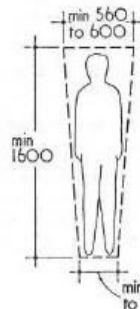
5.12 Service access: crawlway



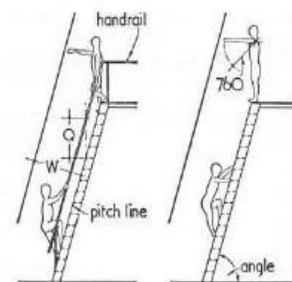
5.13 Service access: hatch



5.14 Service access: access panel



5.15 Service access: catwalk

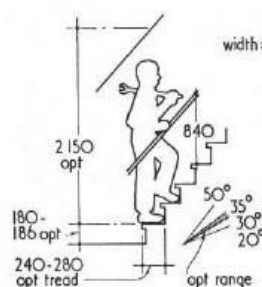


recommended for angles 50° to 75°
handrails are required on both sides if risers are not left open or if there are no side walls
widths: 500 mm to 600 mm with handrails
600 mm min between side walls

| angle | W (mm) | Q (mm) |
|---------|-----------|--------|
| 50°-55° | 620-1570 | 880 |
| 57°-60° | 1500-1450 | 900 |
| 63°-66° | 1370-1320 | 910 |
| 69°-72° | 1270-1200 | 920 |
| 74°-77° | 1150-1050 | 950 |

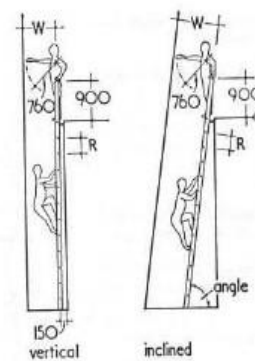
recommended riser 180 mm to 250 mm
tread 75 mm to 150 mm
45 mm diam max for handrail

5.18 Service access: step ladders



5.16 Service access: stairs

min entries for one man (mm):
330-450 difficult
450-610 fair
610-920 good

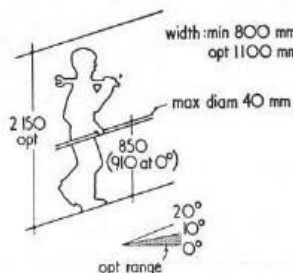


generally suitable for vertical movements from 75° to 90°
ladder frame should extend 900 mm above platform
widths: 380 mm min, 450 mm desirable
600 mm min between side walls
150 mm toe space

| angle | R (mm) | W (mm) |
|-------|--------------------|--------|
| 75-0° | 330 | 1150 |
| 78-0° | 335 | 1050 |
| 80-5° | 340 | 1000 |
| 83-0° | 350 | 950 |
| 85-0° | 360 | 900 |
| 87-5° | 370 | 850 |
| 90-0° | 380 max 300 min | 800 |

provide back guard over 6000 mm high

5.19 Service access: rung ladders



5.17 Service access: ramps

74



Anexo C – Características do material a usar



LieuDit Ferme de L'Evêché – BP20308
60723 Pont-Sainte-Maxence CEDEX
France
Tél. : 03 44 31 72 00 - Tél. international : +33 3 44 31 72 00
Fax : 03 44 31 78 50 - Fax international : +33 3 44 31 78 50
E-mail : contact@synthene.com
<http://www.synthene.com>

PR 403 / PR 1503 Technical Data Sheet

REFERENCES

PART A Polyol : PR 403 P (SH 105000) / PR 1503 P (SH 115000)
PART B Isocyanate : PR 403/1503 I (SH 000170)

DEFINITION

Two-component polyurethane resin for vacuum- or hand-casting.

The 2 products have different reactivity but they both give a polymerised material with the same properties. The polyols can be associated in order to modify the reactivity of the mixing without moving the other properties.

Polystyrene shock prototype. For electrical or electronical applications, PR1503 is RoHS suitable.

AVERAGE PHYSICAL PROPERTIES OF THE COMPONENTS

| | PR 403 P / PR 1503 P SH 105000 / SH 115000 | PR 403/1503 B SH 000170 | Mix SH 105170 / SH 115170 |
|---------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------|----------------------------|------------------------------|
| Aspect – Color | Translucid liquid | Amber Liquid | Milky liquid White solid |
| Brookfield viscosity 25°C LVT mPa.s According to MO-051 | 320 | 55 | 160 |
| Density 25°C According to MO-032 | 1.01 | 1.16 | 1.10 |
| Weight mixing ratio | 60 | 100 | |

PROCESS DATA

Stir well the two parts before use.

| | PR 403 (SH 105 170) | PR 1503 (SH 115 170) |
|---------------------------------------------------------------|------------------------|-------------------------|
| Reactivity on 200g at 25°C According to MO-062 | 5 min | 15 min |
| Demoulding at 25°C - 3 mm in thickness According to MO-116 | approx. 1h | approx. 4 h |
| Demoulding at 70°C - 3 mm in thickness According to MO-116 | approx. 20 min | approx. 45 min |
| Complete hardening time at 25°C | approx. 24 h | approx. 4 days |

AVERAGE MECHANICAL AND THERMOMECHANICAL PROPERTIES OF SOLID PART

| | | |
|---------------------------------------------------|------------------|----------------------|
| Hardness (Shore D ₁) | ISO 868 : 2003 | 74 |
| HdT (1) | ISO 75 Ae : 1993 | 75 °C |
| Flexion modulus (1) | ISO 178 : 2001 | 1700 MPa |
| Maximal flexural strength (1) | ISO 178 : 2001 | 65 MPa |
| Tensile modulus of elasticity (1) | ISO 527 : 1993 | 1850 MPa |
| Elongation at break in tension (1) | ISO 527 : 1993 | 6 % |
| Tensile strength at break (1) | ISO 527 : 1993 | 47 MPa |
| Linear shrinkage (3 mm thickness) at 23°C (mm/m) | ISO 2575 | 2 |
| Charpy impact strength (1) | ISO 179 : 1994 | 35 kJ.m ² |
| Maximal casting thickness | | 10 mm |

(1) Data are measured on samples after post-curing : 2h at 70°C and 48 h at room temperature

The information contained in this data sheet is based on research and tests conducted in our laboratories under precise conditions. This document is not to be taken as a specification sheet.

It is the user's responsibility to determine the suitability of the product for his application under his own conditions. SYNTHENE disclaims all responsibility for consequences following the use of this product.



LieuDit Ferme de L'Evêché – BP20308
60723 Pont-Sainte-Maxence CEDEX
France
Tél. : 03 44 31 72 00 - Tél. international : +33 3 44 31 72 00
Fax : 03 44 31 78 50 - Fax international : +33 3 44 31 78 50
E-mail : contact@synthene.com
<http://www.synthene.com>

Safety for using :

For information, read the medical and safety data sheet of the product.

Processing conditions in vacuum casting machine :

Moulds are pre-heated at 70°C.

Stir well the products.

Weigh the isocyanate part in the upper pot (do not forget the residue when pouring).

Weigh the polyol part in the lower pot (mixing pot).

After 10mn of vacuum, pour the isocyanate part in the polyol and mix to reach total and perfect homogeneity (approx 50 to 60 sec).

Pour in the silicone mould.

Put the mould in an oven at 70°C.

Demoulding after **approximately 20 minutes for PR 403**, or **approximately 45 minutes for PR 1503**, according to thickness, post-curing is necessary to reach maximal characteristics.

For big parts, it could be better to hold the part to prevent it from loosing shape.

REACTIVITY MODIFICATION BY PRE-MIXING OF THE POLYOL PARTS PR403-P AND PR1503-P

If modified reactivity is needed, pre-mix the polyol parts of PR403 and PR1503 as following the table hereunder. The mixing ratio with the isocyanate part stays the same.

| | PR 403 A | PR 1503 A | PR 403/1503 B | Pot-life |
|----------------------------------------------|----------|-----------|---------------|------------|
| Reactivity on 160g at 25°C (weight ratio) | 60 | 0 | 100 | 5 min |
| | 40 | 20 | 100 | 7 min |
| | 30 | 30 | 100 | 8 min 30 s |
| | 20 | 40 | 100 | 10 min |
| | 0 | 60 | 100 | 15 min |

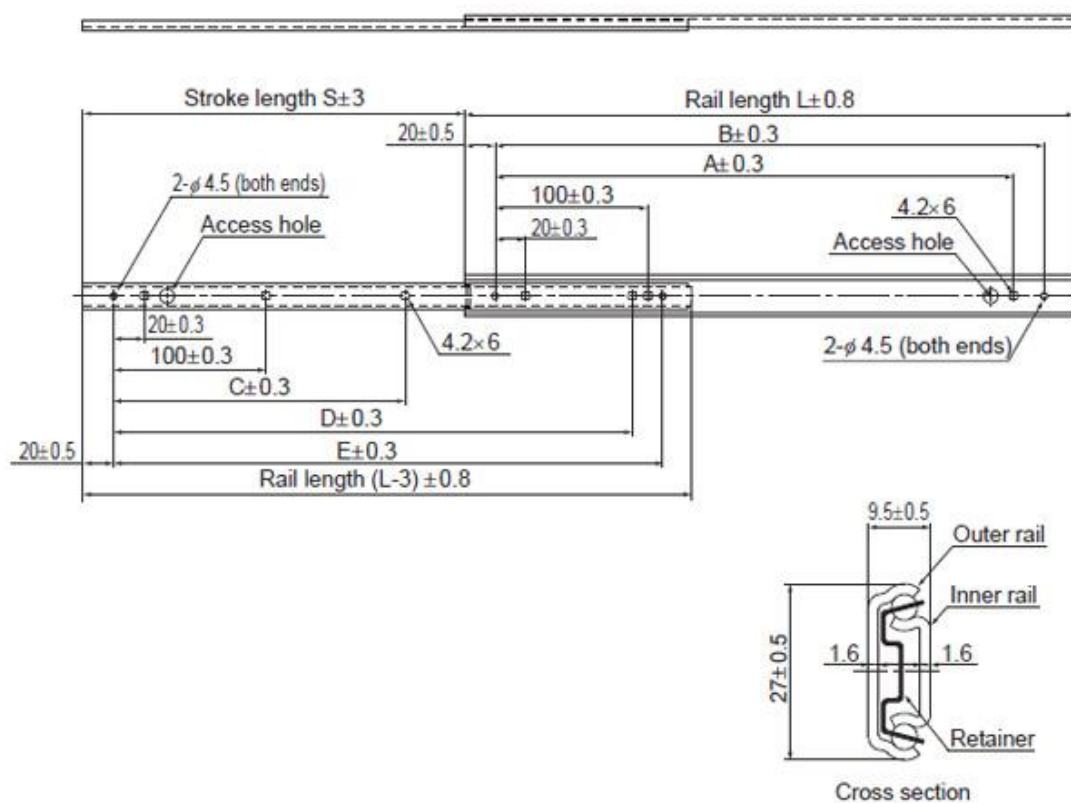
PACKAGING :

- Parcel of 2 kits of (3.0 + 5.0) kg

STORAGE : 9 months in original and unopened cans stored between 15 and 25°C.

***Note :** During a long storage of SH 000170 at temperature under 15°C, the product can cristallise. Après énuvage à 40 – 50°C et homogénéisation, le produit est de nouveau utilisable.*

Anexo D – Seleção da calha a utilizar



Unit: mm

| Rail length L (± 0.8) | Stroke S (± 3) | Mounting hole dimensions | | | | | Mounting hole | | Permissible load N/pair | Mass kg/pair |
|-------------------------------------|------------------------------|--------------------------|-------|-------|-------|-------|---------------|------------|----------------------------|-----------------|
| | | A | B | C | D | E | Inner rail | Outer rail | | |
| 200 | 135 | 140.0 | 160.0 | — | 140.0 | 160.0 | 5 | 5 | 260 | 0.32 |
| 250 | 185 | 190.0 | 210.0 | 150.0 | 190.0 | 210.0 | 6 | 5 | 240 | 0.40 |
| 300 | 222 | 240.0 | 260.0 | 190.0 | 240.0 | 260.0 | 6 | 5 | 240 | 0.48 |
| 350 | 260 | 290.0 | 310.0 | 225.0 | 290.0 | 310.0 | 6 | 5 | 230 | 0.56 |
| 400 | 297 | 340.0 | 360.0 | 265.0 | 340.0 | 360.0 | 6 | 5 | 210 | 0.64 |
| 450 | 334 | 390.0 | 410.0 | 300.0 | 390.0 | 410.0 | 6 | 5 | 200 | 0.72 |
| 500 | 371 | 440.0 | 460.0 | 337.0 | 440.0 | 460.0 | 6 | 5 | 180 | 0.80 |

Anexo E – Técnicas de prototipagem rápida

- Modelação por deposição de material fundido (FDM, *Fused Deposition Modeling*): Neste processo filamentos de resina termoplástica são extrudidos camada por camada [43];
- Manufatura de objetos por camadas (LOM, *Laminated Object Manufacturing*): É caracterizado pela produção de objetos tridimensionais em camadas de papel. Esta é uma das razões de este ser um dos principais fatores para a sua popularidade, visto o papel ser um material relativamente barato quando comparado com outros materiais utilizados noutras tecnologias de PR, como é o caso das resinas e pós [44];
- *Solid Ground Curing* (SGC): É um processo muito parecido ao SLA, visto os dois usarem radiação ultra-violeta para endurecer polimeros foto-sensíveis. A diferença é que este processo cura uma camada inteira de uma só vez [44];
- Conformação Próxima ao Formato Final via Laser (LENS, *Laser Engineered Net Shaping*): É um processo relativamente novo, baseia-se na adição de pós metálicos sendo utilizado para o fabrico de peças bastante densas [41];
- Sinterização Seletiva a Laser (SLS, *Selective Laser Sintering*): É caracterizada por poder utilizar uma vasta variedade de materiais em pó muito fino, sendo estes plásticos, compostos de matriz polimérica, metais revestidos a termoplástico e ligas metálicas. O pó é ligado entre si por um varrimento de um feixe laser. No que diz respeito ao seu modo de funcionamento, este processo baseia-se na criação de formas tridimensionais, camada a camada a partir de modelos gerados em softwares de CAD. Estas camadas vão sendo construídas através da sobreposição de pós, adquirindo a forma pretendida [44].

Anexo F – Vantagens e desvantagens da SLA

- Vantagens da SLA:

- Os equipamentos que são usados neste processo podem ser utilizados continuamente sem haver a necessidade da presença de uma pessoa qualificada a operar a máquina;
- Possui diferentes volumes de produção de protótipos para agradar e atingir todo o tipo de consumidores;
- Possui uma excelente exatidão dos protótipos;
- Possui uma das melhores qualidades superficiais de todos os tipos de PR existentes;
- Existe uma enorme variedade de matéria-prima que pode ser usada.

- Desvantagens da SLA:

- São necessários suportes para poder fornecer estabilidade aos protótipos enquanto estão a ser produzidos;
- Depois de terminado o protótipo é necessário proceder a uma limpeza e acabamento do mesmo, para retirar os suportes e o excesso de material, correndo o risco de danificar a peça;
- Pode ser necessário recorrer a uma cura posterior para assegurar a integridade do protótipo;
- É um processo lento quando comprado com outros tipos de PR.